



Carla Filipa Godinho Cardoso

Licenciada em Engenharia Biomédica

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Arnaldo Manuel Guimarães Batista, Prof. Doutor, FCT.

Co-orientador: Manuel Duarte Ortigueira, Prof. Doutor, FCT.

Júri:

Presidente: Prof. Doutor(a) Adelaide de Jesus

Arguente: Prof. Doutor(a) Carla Quintão



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Dezembro de 2011



Carla Filipa Godinho Cardoso

Licenciada em Engenharia Biomédica

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Arnaldo Manuel Guimarães Batista, Prof. Doutor, FCT.

Co-orientador: Manuel Duarte Ortigueira, Prof. Doutor, FCT.

Júri:

Presidente: Prof. Doutor(a) Adelaide de Jesus

Arguente: Prof. Doutor(a) Carla Quintão



Dezembro de 2011

Título: Microestruturas do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica.

Autoriza-se “Copyright”, Carla Filipa Godinho Cardoso, aluno da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

“A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor”.

“Só há duas maneiras de viver a vida: a primeira é vivê-la como se os milagres não existissem. A segunda é vivê-la como se tudo fosse milagre”.

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer ao meu orientador Prof. Dr. Arnaldo Batista pela disponibilidade e apoio na concretização deste projecto, que mesmo com muitas outras responsabilidades, nunca deixou de me apoiar.

Também à Doutora Paula Breia e à Doutora Maria José Fonseca, do Hospital Garcia de Orta pela simpatia e disponibilidade demonstradas no início deste projecto.

Ao Dr. Alberto Leal, Neurofisiologista do Hospital Júlio de Matos, que sempre se mostrou disponível para apoiar este projecto não só com conhecimento científico muito pertinente, como também com os dados de EEG intracraniano e EEG extracraniano (couro cabeludo).

Quero também deixar um reconhecimento a José Gonçalves, da Neural, que nos facultou uma versão do System Plus e que tornou possíveis as conversões necessárias.

Deixo aqui um agradecimento a todos os meus colegas da Faculdade, com os quais passei momentos de desespero e de alegria, mas que juntos sempre nos apoiámos e nunca pensámos em desistir.

Quero também deixar um agradecimento a uma super mulher, que é a grande responsável pela pessoa que sou hoje e que fez de tudo para que a concretização deste curso fosse possível, a minha Mãe. Ao Carlos que me ensinou muitas coisas entra elas, como enfrentar a vida e seus ensinamentos. A toda a minha família em geral que nunca me deixou desistir, nos momentos em que eu perdia as forças, em particular a alguns familiares que me ajudaram economicamente durante este meu percurso, dos quais não esqueço o meu tio Gonçalves que infelizmente já não assistiu ao fim do projecto, mas a ele dedico também esta finalização.

Quero ainda dedicar este sonho realizado a um Homem que teve grande culpa na pessoa que sou hoje, que embora não esteja presente de certeza que onde quer que esteja estará sempre comigo, o meu PAI.

Finalmente um agradecimento muito especial a todos os meus amigos pelo carinho e amizade que sempre me demonstraram

Obrigada!

SUMÁRIO

Mais de 50 milhões de pessoas em todo o mundo sofrem de epilepsia, doença do sistema nervoso central. Esta é frequentemente definida como sendo tendencial à ocorrência de crises (convulsões). As crises são causadas por um aumento súbito da actividade eléctrica no cérebro.

Tipicamente a detecção das crises epilépticas é feita pela análise do EEG, por um técnico especializado, habitualmente um médico neurologista. A crise epiléptica é um sintoma neurológico ocasionado pela actividade anormal dos neurónios cerebrais. Geralmente as crises epilépticas são sintomas de alguma doença orgânica subjacente. (Lopes da Silva, 2005)

Em tempos recentes tem-se registado a procura de algoritmos para detecção automática da epilepsia. Para obtenção destes algoritmos afigura-se necessária a compreensão detalhada da estrutura espectral do EEG ictal e interictal.

Este trabalho pretende ser uma contribuição para esse estudo. Foram usados seis EEG's relativos a três doentes. O número limitado de doentes usados neste estudo tem a ver com a distribuição temporal das diversas fases do projecto.

Numa primeira fase procedeu-se à adaptação do software WaveScan, inicialmente desenvolvido num contexto de análise de sinais genérico, para análise do EEG epiléptico. Esta plataforma foi desenvolvida em ambiente MatLab que ocupou uma parte significativa deste projecto.

WaveScan inclui a análise espectral clássica e paramétrica, representação tempo-frequência e representação tempo-escala com wavelets.

Usando estes instrumentos modernos de análise de sinais foi possível detectar estruturas espectrais muito interessantes na transição para o ritmo ictal. A identificação destas estruturas constitui uma contribuição para a detecção automática da crise epiléptica.

Palavras-chave: Epilepsia, EEG ictal, EEG interictal, Crise epiléptica, Análise Espectral.

SUMMARY

More than a 50 million people all over the world suffer from epilepsy, which is a disease from central nervous system and is often defined as a tendency of seizures occurrence (convulsions), the seizures are caused by a sudden increase of a excessive electric activity into the brain.

Typically the detection of epileptic seizures is made by the EEG analysis, through a skilled technician, usually a neurologist. The epileptic seizure is a neurological symptom caused by abnormal activity of brain's nerves. Usually the epileptic seizures are symptoms of some underlying disease. (Lopes da Silva, 2005)

It has recently been registered the demand for algorithms for the automatic detection of epilepsy, and, in order to obtain those algorithms, is necessary to understand the details of the spectral structure of ictal and interictal EEG.

This work intends to be a contribution to this study. Six EEGs were used from three patients. The reduced number of patients in this study is related to the temporal distribution of the various stages of the project in the sense that we could have included more if the time span of the project would allow that.

At first, an adaptation of the WaveScan's software was developed. WaveScan was initially developed in a analysis's context of general signal. Alterations have been made in order to analysis the epileptic EEG. This platform was developed in MatLab and was really important to this project.

WaveScan includes the spectral analysis, classical and parametric, the time-frequency and the time-scale representation with wavelets.

Using this modern tool it was possible to detect very interesting spectral structures in the transition to the ictal rhythm. The identification of these structures is a contribution to the automatic detection of an epileptic seizure.

Keywords: Epilepsy, Electroencephalogram, Intracranial Electroencephalogram, Seizures, Espectral Analysis, Wavelets

LISTA DE ACRÓNIMOS E ABREVIATURAS

EEG – Electroencefalograma

iEEG – Electroencefalograma intra-craniano

SN – Sistema Nervoso

SNC – Sistema Nervoso Central

ifRM – Imagem funcional por Ressonância Magnética

FFT – Fast Fourier Transform – Transformada Rápida de Fourier

TW – Transformada Wavelet

TWC – Transformada de Wavelet Contínua

FIR – Finite Impulse response (Resposta Finita ao Impulso)

IIR – Infinite Impulse response (Resposta Infinita ao Impulso)

CHB – Children Hospital of Boston

HFO – High Frequency Oscillations

MEG - Magnetoencephalography

ÍNDICE DE MATÉRIAS

Introdução	1
 Capítulo 1 – Aspectos de Fisiologia e Anatomia Cerebral	
I – Organização do Sistema Nervoso	3
II – O Cérebro.....	4
 Capítulo 2 – Epilepsia	5
I – Crises Epiléticas.....	5
 Capítulo 3 – Electroencefalografia	9
I – Electroencefalograma	9
II – Eléctodos de Referência	12
III – EEG na Epilepsia	13
IV – EEG e IEEG	13
 Capítulo 4 – Softwares	15
I – Prana.....	15
II – EEGLab	16
III – System Plus.....	17
IV – Insight.....	18
V – SigViewer	19
 Capítulo 5 – Fundamento Teórico	
I – Filtros Digitais	21
II – Transformada de Fourier.....	21
III – Transformada de Wavelet contínua	22
IV - Espectrograma	23
 Capítulo 6 – Rotina: WaveScan 2.0	
I – Rotina WaveScan 2.0.....	25

Capítulo 7 – Metodologia	31
I – Casos Clínicos	31
I.II – Casos Clínicos – Pacientes SCALP	32
I.III – Casos Clínicos – Pacientes INTRA	33
 Capítulo 8 – Representações Reais e Modelos encontrados das estruturas Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica	 35
 Capítulo 9 - Apresentação e Análise dos Resultados	
I – Discussão dos Resultados	49
II – Perspectivas de Trabalhos Futuros	50
 Bibliografia	 51
 Apêndices A	 53
 Apêndices B	 90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 – Representação do Sistema Nervoso Central	3
Figura 1.2 – Representação dos lobos dos hemisférios cerebrais (Adapt. Abrahams, 2003)	4
Figura 3.1 – Electroencefalograma (Adapt. www.helendevoschildrens.org)	9
Figura 3.2 – EEG obtido por Hans Berger em 1924	9
Figura 3.3 – Ritmos Cerebrais	10
Figura 3.4 – Traçado do EEG	11
Figura 3.5 – Electroencefalógrafo (Adapt. www.biomedidas.com.br/produtos EEG-1100 B.html)	11
Figura 3.6 – Modelo 10-20 para registo do EEG	12
Figura 4.1 – Software Prana	15
Figura 4.2 – Software EEGLab	16
Figura 4.3 – Software System Plus	17
Figura 4.4 – Software Insight	18
Figura 4.5 – Aquisição de Dados	18
Figura 4.6 – Montagem do SigViewer	19
Figura 5.1 – Transformada de Fourier de um sinal estacionário	21
Figura 5.2 – Exemplo da translação de um Wavelet (Adapt. Misiti, 2009)	22
Figura 5.3 – Wavelet colocada no início do sinal (Adapt. Misiti, 2009)	23
Figura 5.4 – Wavelet com a mesma escala transladada (Adapt. Misiti, 2009)	23
Figura 5.5 – Recolocação da wavelet no início do sinal, com um valor de escala diferente (Adapt. Misiti, 2003)	23
Figura 6.1 – MatLab	25
Figura 6.2 - Software	25
Figura 6.3 – Escolha do canal que se pretende estudar	26
Figura 6.4 – Escolha dos parâmetros a serem utilizados	26
Figura 6.5 – Tabela da fig 6.4 ampliada e o resultado consoante os dados introduzidos	27
Figura 6.6 – Transformada de Fourier (1º gráfico dos três)	28
Figura 6.7 – Quadro que permite filtragem “WaveFilter”, escolhe-se a precisão com o qual se quer ver, bem como os filtros pretendidos	28
Figura 6.8 – Escolha de Wavelet ou Espectrograma	28
Figura 6.9 – STFT no ecrã principal do software	29
Figura 8.1.I – EEG1 Scalp, CP1_avg. Cmor15-1	36
Figura 8.1.II – EEG1 Scalp, CP1_avg. Cmor20-1”detalhe” high pass:45, low pass:20	36
Figura 8.1.I A – Modelo da figura 8.1.I	37
Figura 8.1.II B – Modelo da figura 8.1.II	37

Figura 8.1.I C – Zona Ictal representada na figura 8.1.I	38
Figura 8.1.I D – HFO (High Frequency Oscillations) para uma frequência de 256Hz, modelo da figura 8.1.I.....	39
Figura 8.2 – Esquema ilustrativo da classificação das altas frequências em EEG	39
Figura 8.3 – Plano Invertido da figura 8.1.I	40
Figura 8.3.I – Modelo da figura 8.2	40
Figura 8.4 – Paciente da base de dados CHB (sem crise).....	41
Figura 8.5 – Scalp: exibindo ritmo alfa/beta.....	42
Figura 8.5.I – Modelo da figura 8.5	42
Figura 8.6 – EEG8 Intra_elA04_g2 “detalhe” high pass: 128 low pass:0.3225	43
Figura 8.6.I – Modelo da figura 8.6	43
Figura 8.7 – Interferência de rede de alimentação (Europa e USA), no plano tempo-frequência	44
Figura 8.8 – Interferência do conversor A/D sigma/delta para uma frequência de 256Hz	45
Figura 8.8.I – Modelo da figura 8.8	45
Figura 8.8.II – Tom de interferência sigma/delta para a frequência de 256Hz	46
Figura 8.9 – Espectro para Scalp e Intra (o sinal intra está cerca de 20dB acima do scalp)	47
Figura 8.10 – Espectro para scalp e intra em formato Log-Log.....	47
Figura a.1 – EEG1_Scalp CP1-avg. Cmor 15-1	54
Figura a.1(a)	55
Figura a.1 (b)	56
Figura a.2 – EEG1_Scalp CP1-avg. Cmor 20-1, “detalhe” high-pass: 45; low-pass: 20	57
Figura a.2(a)	58
Figura a.3 – EEG1_Scalp CP1-avg. Cmor 5-1, “detalhe” high-pass:45; low-pass: 0.5	59
Figura a.4 – EEG1_Scalp C3-avg. Cmor15-1, high-pass:128; low-pass: 0.5.....	60
Figura a.5 – EEG1_Scalp C3-avg. Cmor15-1, “detalhe” high-pass: 128; low-pass: 0.5 e 0 respectivamente	61
Figura a.6 – EEG4_Scalp CP1-avg. Cmor15-1	62
Figura a.6(a)	63
Figura a.7 – EEG4_Scalp CP1-avg. STFT	64
Figura a.8 – EEG4_Scalp CP1-avg. Wavelet Cmor15-1 high-pass:80; low-pass:10	65
Figura a.9 – EEG4_Scalp C3-avg. Wavelet Cmor15-1 high-pass: 128; low-pass:4.....	66
Figura a.10 – EEG4_Scalp C3-avg. STFT	67
Figura a.11 – EEG4_Scalp Cp1-avg. Wavelet Cmor15-1 high-pass: 128; low-pass: 1	68
Figura a.12 – EEG8_Intra elA04-g2 Cmor15-1.....	69
Figura a.13 – EEG8_Intra elA04-g2 Cmor15-1 high-pass: 128; low-pass: 0.3125.....	70
Figura a.14 – EEG8_Intra elA04-g2 “detalhe”.....	71
Figura a.15 – EEG8_Intra elA04-g2 “detalhe” high-pass: 128; low-pass: 0.3125	72
Figura a.16 – EEG8_Intra elA04-g2 “detalhe” high-pass: 10; low-pass: 1.....	73

Figura a.16(a)	74
Figura a.17 – EEG10_Intra elA04-g2 high-pass: 128; low-pass: 1	75
Figura a.18 – EEG10_Intra elA05-g2 high-pass: 128; low-pass: 0.5	76
Figura a.19 – EEG10_Intra elA10-g2 high-pass: 128; low-pass: 0.5	77
Figura a.20 – EEG10_Intra elA31-g2 high-pass: 128; low-pass:0.5	78
Figura a.21 – Chb01_01 Sem Crise	79
Figura a.22 – Chb01_02 Sem Crise	80
Figura a.22(a)	81
Figura a.23 – Chb01_03 Cmor15-1 high-pass:128; low-pass: 0.3125	82
Figura a.24 – Chb01_03 Cmor15-1	83
Figura a.25 – Chb01_03 Cmor15-1 high-pass:128; low-pass:0.3125	84
Figura a.26 – Chb01_03 Cmor15-1	85
Figura a.26(a)	86
Figura a.27 – Chb15_16 Sem Crise	87
Figura a.28 – Chb15_17 Cmor15-1	88
Figura a.29 – Chb15_17 Cmor15-1 high-pass:128; low-pass:0	89

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Classificação das crises epiléticas.....	6
Tabela 4.1 – Quadro com o resumo dos softwares de processamento de sinal.....	20

INTRODUÇÃO

Neste ponto procura-se explicar o encadeamento utilizado, na distribuição dos conceitos associados a este trabalho.

No primeiro capítulo optou-se por introduzir os conceitos mais relevantes associados à fisiologia e anatomia do cérebro humano, uma vez que este constitui a base anatómica a partir da qual ocorrem as transformações fisiológicas.

No capítulo dois introduziu-se o conceito de epilepsia, que é a doença do foro neurológico que origina as transformações metabólicas e eléctricas, e os tipos de crise que existem.

No capítulo três, foram introduzidos os princípios básicos da técnica utilizada para identificar os focos das crises, EEG¹, bem como as diferenças entre este e o iEEG².

De seguida, no capítulo quatro, foram introduzidas as definições dos programas de processamento de sinal, bem como as suas características.

No capítulo cinco foram introduzidos os fundamentos teóricos que estiveram na base do programa desenvolvido.

Ao longo do capítulo seis descreve-se a rotina utilizada, o “WaveScan 2.0”.

No capítulo sete serão referidos detalhadamente os dados clínicos que foram referência para este estudo.

Posteriormente, apresentar-se-á o capítulo oito onde iremos descrever os modelos encontrados das estruturas tempo-frequência na transição para a crise epiléptica.

No nono capítulo temos as conclusões e perspectivas Futuras

No Apêndice A, apresenta-se as representações tempo-frequência reais que estiveram na origem dos modelos apresentados no capítulo oito.

No Apêndice B será apresentada a rotina em programa MatLab.

¹Electroencefalograma.

²Electroencefalograma intracraniano

CAPÍTULO 1 – ASPECTOS DE FISIOLOGIA E ANATOMIA CEREBRAL

O Sistema Nervoso, SN, é uma rede de neurónios que se estende por todo o corpo, controla e coordena todas as actividades. Está dividido em SNC, ou Sistema Nervoso Central que é constituído por a espinal-medula e por o encéfalo, e em Sistema Nervoso Periférico.

1.1 – ORGANIZAÇÃO DO SISTEMA NERVOSO

Os nervos permitem que as diferentes partes do corpo funcionem como um todo. É através deles que recebemos informação do mundo que nos rodeia e que reagimos às mudanças. Estes controlam também muitas das funções internas do corpo.

O SN divide-se em Sistema Nervoso Central (SNC) que é formado pela medula espinal e pelo encéfalo (Ver figura 1.1) e por o Sistema Nervoso Periférico.

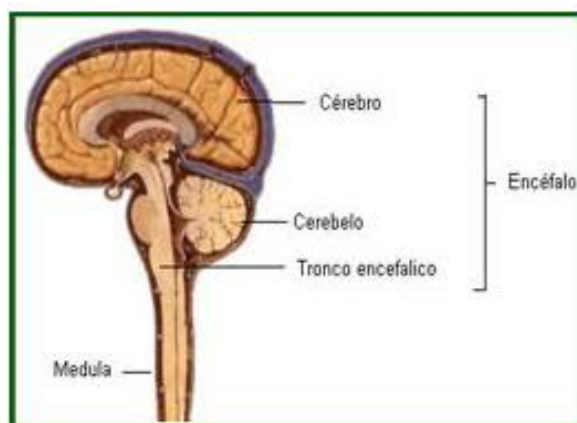


Figura 1.1 – Representação do Sistema Nervoso Central
(oquereamentefazdiferenca.blogspot.com/2010/10/esclerose-multipla.html)

É no SNC que se desencadeia e propagam as crises epiléticas. Este é considerado o centro de processamento de informação do corpo humano.

A medula espinal transmite ao encéfalo a informação recebida das outras áreas do corpo e depois envia-lhes respostas. Tem também um importante papel em vários reflexos.

O encéfalo é o órgão que processa informação e está dividido em prosencéfalo, o mesencéfalo e o rombencéfalo. O prosencéfalo é constituído pelos hemisférios cerebrais e pelo diencéfalo e o rombencéfalo subdivide-se no bulbo raquidiano, na protuberância anular e no cerebelo.

1.II – CÉREBRO

O cérebro é a parte do sistema nervoso central que reside no interior do crânio. Este controla muitas das funções orgânicas, incluindo o batimento cardíaco, a capacidade de caminhar, correr e a criação dos nossos pensamentos e emoções (Abrahams, 2003). Este é a maior e mais evidente estrutura do encéfalo, constituindo cerca de 80% da sua massa total.

O cérebro está dividido em duas metades, os hemisférios cerebrais esquerdo e direito, que estão interligados entre si pelo corpo caloso. Cada hemisfério possui uma fina camada externa de substância cinzenta – o córtex cerebral, que contém os corpos celulares dos neurónios (Chiras, 2008).

Cada hemisfério está dividido em quatro lobos cerebrais: lobo frontal, temporal, parietal e occipital, cada um com funções específicas a desempenhar.

O lobo frontal é responsável pelo planeamento de acções futuras e pelo controlo de movimento, bem como pelo comportamento, emoções, planeamento e programação de necessidades individuais. O lobo parietal está ligado às actividades somatossensoriais. Responsável pelo sentido da visão está o lobo occipital, enquanto o lobo temporal se dedica à audição e a aspectos de aprendizagem, memória e audição.

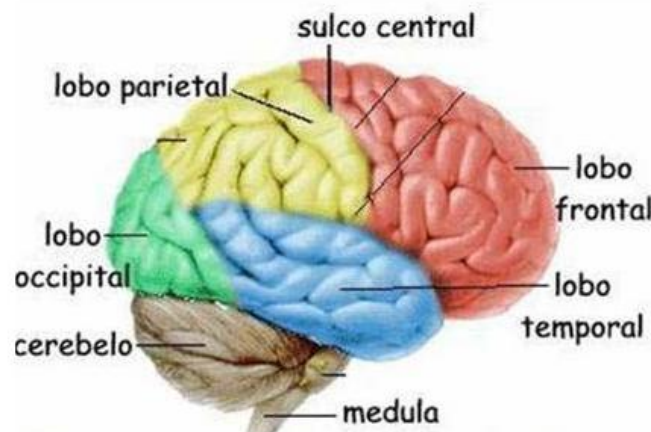


Figura 1.2 – Representação dos Lobos dos Hemisférios Cerebrais (Adapt. do site “À descoberta da Vida” – friedreichmquestao.blogspot.com, Set 2011)

Um estímulo que afecta uma determinada área lesada do prosencéfalo vai afectar as respectivas funções associadas. Portanto um diagnóstico da epilepsia baseia-se no estudo da sintomatologia das crises.

CAPÍTULO 2 – EPILEPSIA

A palavra Epilepsia vem do latim epilepsi, “doença que provoca convulsões ou perdas de consciência repentinas”.

A Epilepsia é uma alteração na actividade eléctrica do cérebro, temporária ou reversível, que pode produzir manifestações sensitivas, motoras, sensoriais, psíquicas ou neurovegetativas, que afecta mais de 50 milhões de pessoas (Liga Portuguesa Contra a Epilepsia, 2004).

Vallejo-Nágera define uma crise epiléptica como “um fenómeno clínico, com sintomas variados, que actua bruscamente sobre o paciente e é originada por uma descarga de actividade neuronal paroxística de uma certa quantidade de células nervosas de qualquer estrutura ou território cerebral, e que é acompanhado por um fenómeno eléctrico característico. De acordo com a zona de onde parte a primeira descarga que inicia a crise epiléptica, estão presentes traços clínicos e eléctricos específicos de cada caso” (Adapt. www.psiquweb.med.br)

As causas mais frequentes que são associadas à epilepsia são os traumatismos cranianos, que podem provocar cicatrizes no tecido cerebral, os traumatismos durante um parto, o consumo de drogas ou tóxicos, a interrupção do fluxo sanguíneo (AVC's⁴, ou problemas cardiovasculares), doenças infecciosas, entre muitas outras.

2.1 – CRISES EPILEPTICAS

A epilepsia é classificada de acordo com as características semiológicas das crises. As crises epilépticas podem ser desencadeadas por vários estímulos, como sons repetitivos, luzes cintilantes ou até mesmo tocando o paciente em certas partes do corpo.

Podem dividir-se em três grupos segundo a Classificação Internacional das Crises Epilépticas de 2001 (ILAE⁵). Podem ser crises autolimitadas e crises contínuas, e ambas se dividem em crises focais, crises generalizadas e nos factores precipitantes de crises reflexas, estas podem desencadear crises focais ou generalizadas (ver tabela 2.1) (Yacuban & Garzon, 2003).

⁴Acidentes Vasculares Cerebrais

⁵Do inglês: International League Against Epilepsy

Classificação das crises Epilépticas
<ul style="list-style-type: none">▪ Crises autolimitadas<ul style="list-style-type: none">○ Crises focais○ Crises generalizadas▪ Crises Contínuas<ul style="list-style-type: none">○ Status epilepticus⁶ generalizado○ Status epilepticus focal▪ Factores precipitantes de crises epilépticas

Tabela 2.1 – Classificação das crises epilépticas (ILAE, 2001).

As crises focais são caracterizadas pela activação de apenas uma região do cérebro. Estas também podem ser divididas em crises focais simples – quando há preservação da consciência, e as crises focais complexas, que são bem mais complicadas. As crises generalizadas são aquelas que envolvem ambos os hemisférios.

Vejamos agora alguns factores que podem desencadear uma crise epiléptica:

- Mudança súbita da intensidade luminosa ou luzes a piscar;
- Privação do sono;
- Ingestão de álcool;
- Nervosismo;
- Ansiedade;
- Drogas e Medicamentos;
- Cansaço.

Para além de se identificar e classificar as crises epilépticas é também importante a classificação das manifestações neurológicas e psiquiátricas em pacientes com epilepsia.

⁶ Um *status epilepticus* acontece sempre que uma crise persiste pelo menos por 30 minutos ou a sua frequência de repetição é tão elevada que não existe recuperação entre ataques

Com a análise de um EEG pode-se classificar os ritmos visíveis em:

Pré-ictal que diz respeito ao momento antes de ocorrer a crise epiléptica propriamente dita;

O ***Ictal*** ocorre no momento da crise epiléptica propriamente dita;

E o ***Pós-Ictal*** são manifestações que se seguem após as crises epilépticas (no máximo após 48 horas).

Por fim o ***Interictal*** que ocorre entre o término do período pós-ictal e o início da próxima crise.

Num EEG de um paciente com epilepsia focal a anormalidade epileptiforme mais frequentemente observada são as chamadas pontas e ondas agudas isoladas, que aparecem sobre a actividade base do sinal.

Essas pontas e ondas caracterizam breves períodos de excitação seguida de inibição sináptica (hiperpolarização). Estas manifestações são, como já foi referido, paroxismos epileptiformes interictais que estão próximos do foco primário, na origem das crises. Desta forma, a sua localização poderá guiar-nos até aos circuitos neuronais que são iniciadores de crises epilépticas espontâneas.

É assim de extrema importância e uma mais-valia para o estudo e avaliação de uma possível cirurgia ao doente epiléptico, uma vez que o sucesso da cirurgia depende muito da precisão da localização do foco.

CAPÍTULO 3 – ELECTROENCEFALOGRAFIA

A electroencefalografia é uma técnica que nos permite obter o registo neurofisiológico da actividade eléctrica cerebral. Realizado através de eléctrodos aplicados no couro cabeludo (EEG) ou dentro da substância encefálica (iEEG).

Colocam-se vários eléctrodos no escalpe do paciente o que permite medir a actividade cerebral devido aos potenciais eléctricos que são gerados (Figura 3.1).



Figura 3.1 – Electroencefalograma (Adapt. www.helendevoschildrens.org)

3.1 – ELECTROENCEFALOGRAMA (EEG)

O electroencefalograma é um exame realizado por médicos especialistas e utilizado para auxiliar o diagnóstico da epilepsia, sendo também utilizado para outros fins, como por exemplo detecção de alguns tumores cerebrais ou influência de novos fármacos (Almeida, 2005).

Introduzido em 1924 pelo psiquiatra alemão Hans Berger, o Electroencefalograma (EEG), foi utilizado para a detecção de distúrbios epilépticos. Nos dias de hoje este tipo de exame ainda permanece como o exame padrão para o diagnóstico da epilepsia, bem como para classificar as crises epilépticas (Almeida, 2005).

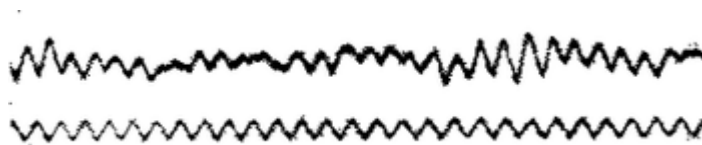


Figura 3.2 – EEG obtido por Hans Berger em 1924

O EEG é uma gravação de ondas cerebrais. Pode ser realizado em vigília, ou seja, acordado, ou com o paciente a dormir (Ver figura 3.3).

Os sinais eléctricos são amplificados por equipamentos especializados para produzir o traçado de EEG.

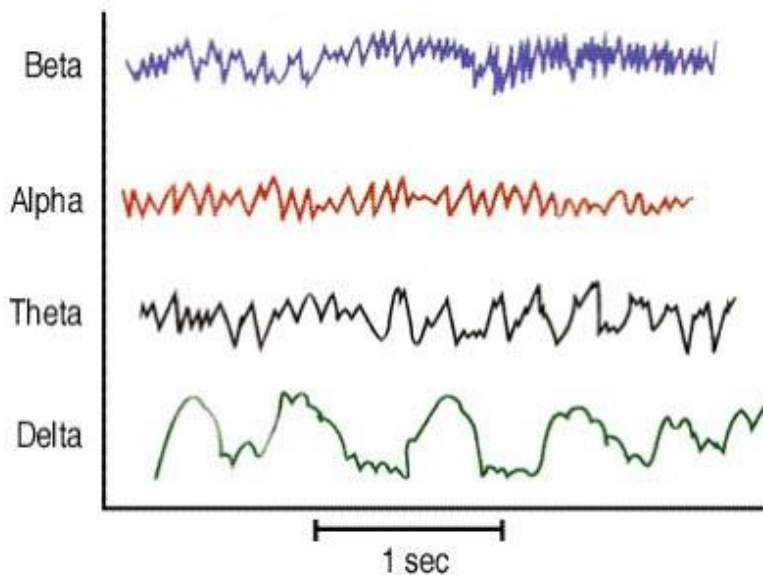


Figura 3.3 – Ritmos Cerebrais

Beta - ritmo cuja frequência é normal na maioria das pessoas, quando os cinco sentidos estão em actividade. (13 – 30 Hz).

Alfa - Nesta frequência o cérebro oscila entre 8 e 12 ciclos por segundo (Hz). Está relacionado com o nível de tranquilidade (bloqueio de olhos abertos). Associado aos estados de relaxamento, concentração, imaginação ou criatividade (8 – 13Hz).

Teta – Estes ritmos oscilam entre 4 e 7 ciclos por segundos. Neste nível há uma insensibilidade à dor, e a pessoa fica mais sensível ao se lembrar do passado (4 - 8Hz).

Delta - É o ritmo que ocorre abaixo de 4 ciclos por segundo. Representa um mistério para a ciência, pois é o ritmo cerebral do estado de coma é um sono muito profundo (0.5 – 4Hz).

(www.infoescola.com/neurologia/ritmo-cerebral/)

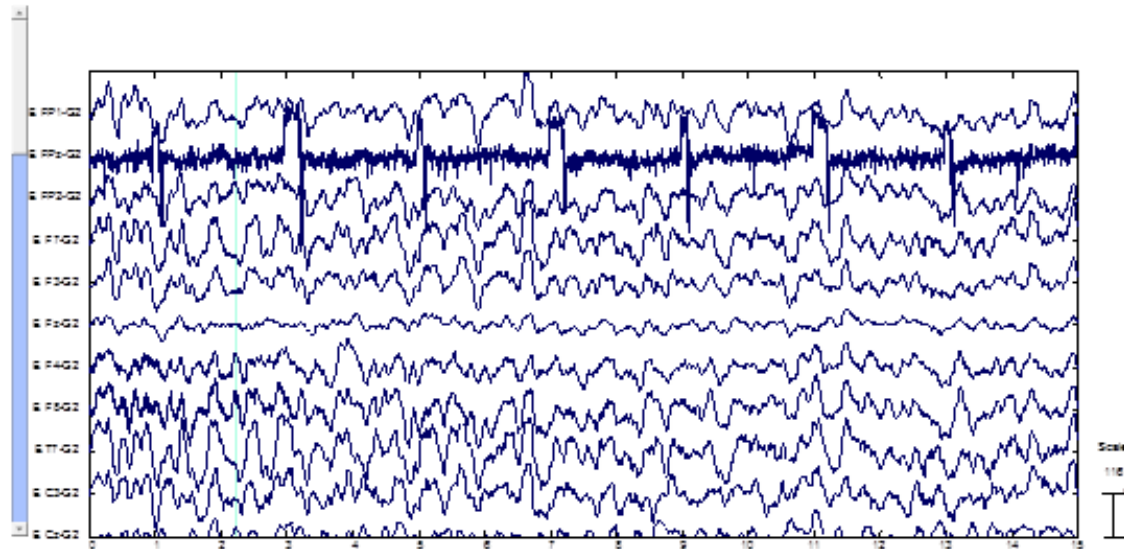


Figura 3.4 – Traçado de um EEG (Adapt. EEGLAB)

O sinal digital do EEG é registado e pode ser filtrado de forma a ser visualizado quando se pretender. Podem ser utilizados filtros passa-alto que são responsáveis pela filtragem dos ruídos lentos como os sinais electro-galvânicos e o ruído associado ao movimento do paciente. O passa-baixo que permite filtrar ruídos de altas-frequências, tais como, os sinais micro – miográficos. Ainda é comum a utilização do filtro notch que permite eliminar a interferência da alimentação do sinal, que normalmente é utilizado 50Hz ou 60Hz.

Os equipamentos beneficiam dos mais recentes desenvolvimentos electrónicos e de softwares de processamento mais evoluídos, mas os princípios básicos do EEG permanecem inalterados desde a sua invenção.



Figura 3.5 – Electroencefalógrafo (Adapt. http://www.biomedidas.com.br/produtos_EEG-1100_B.html)

O EEG tem como fundamento a medição da diferença de potencial eléctrico entre um grupo de eléctrodos colocados no escalpe e um eléctrodo de referência. As medições são feitas através de eléctrodos colocados sobre o escalpe, o contacto é assegurado por um gel condutor de forma a diminuir a impedância. Os eléctrodos podem ser colados directamente no escalpe, o que permite uma observação clínica prolongada ou então podem ser colocados com o auxílio de uma toca elástica para uma colocação mais rápida, permitindo também um registo prolongado (Baillet, Mosher,& Leahy, 2001).

As limitações espaciais do EEG, comparadas com outras técnicas funcionais de imagem médica como por exemplo o fRM⁷, são grandes, e deve-se ao facto do número de eléctrodos utilizados ser reduzido e ainda à impossibilidade de colocá-los próximos das faces internas e inferiores dos hemisférios cerebrais (Almeida, 2005).

O EEG tem uma excelente resolução temporal, o que é muito importante para obtermos a informação temporal do funcionamento cerebral, o mesmo já não se pode dizer da sua resolução espacial, uma vez que já não nos consegue facultar a região exacta responsável pela descarga eléctrica, é por esta razão que normalmente se complementam as vantagens do EEG com outro tipo de técnica.

Uma das grandes desvantagens deste tipo de exame é o facto de os sinais medidos à superfície do escalpe não nos fornecem informação conclusiva acerca da localização e distribuição dos neurónios activos do cérebro.

O EEG clínico é gravado utilizando o Sistema Internacional 10/20, ou seja, é um sistema para a colocação dos eléctrodos na superfície do escalpe. Esta montagem utiliza 21 eléctrodos, em pontos referência anatómicos. Os números 10 e 20 representam as percentagens das distâncias relativas entre as diferentes localizações dos eléctrodos, figura 3.6

3.II – ELÉCTRODOS DE REFERÊNCIA

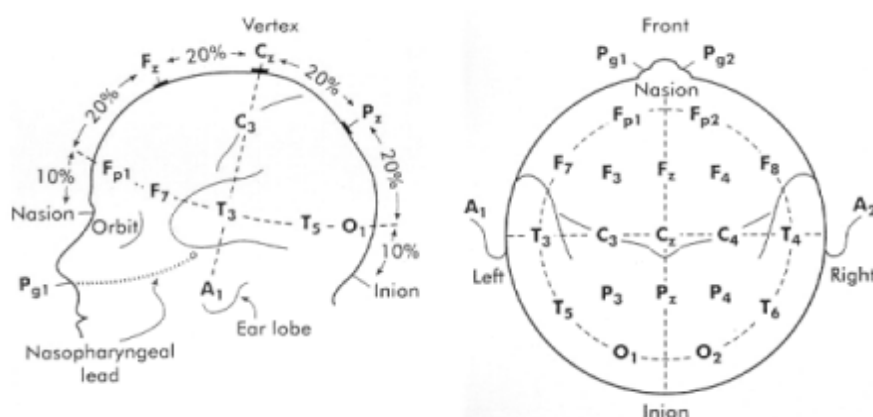


Figura 3.6 – Modelo 10-20 para registo do EEG (Adap. Sormno L 2005).

Tem-se discutido imenso a escolha dos eléctrodos de referência, uma vez que tem que se tentar evitar a contaminação da actividade que se pretende observar. Caso a contaminação aconteça é muito complicado distinguir os sinais em causa. Portanto a representação dos canais pode dividir-se em monopolares e bipolares.

Nas montagens monopolares, as medidas de todos os eléctrodos são feitas com referência a um ou mais eléctrodos. Assim permitem uma fácil comparação entre os registos, embora demonstrem a dificuldade de nenhum eléctrodo ser suficientemente isento de actividade eléctrica. Normalmente neste tipo de montagens utilizam-se como referencial os canais Fz, Cz ou Pz.

⁷ifRM – Imagem Funcional por Ressonância Magnética

Outra montagem possível é a bipolar, tipicamente o tipo de montagem em que a medida de cada canal é referente à diferença entre os dois eléctrodos (adjacentes). Estas dão maior importância a regiões com gradientes de potenciais elevados, no entanto podem mostrar padrões complexos e pouco intuitivos, e portanto exigem um maior cuidado na sua interpretação (Michel, Murray, Lantz, Gonzalez, Spinelli, & Grave de Peralta, 2004).

3.III – EEG NA EPILEPSIA

A mais importante aplicação do EEG é tentar localizar com exactidão os focos epilépticos, para facilitar o diagnóstico clínico da epilepsia.

A sensibilidade de EEG é fraca, o que origina poucos falsos positivos e muitos falsos negativos. O que significa que existe uma elevada probabilidade de confirmar o diagnóstico, mas o facto de não se observar anomalias não significa que não existe a presença de focos epilépticos.

O facto de não ser fácil fazer previsões para quando está prestes acontecer uma crise, é muito difícil identificá-la num EEG com curta duração, o que levou a realizar monitorizações contínuas de longa duração, através de vídeo – EEG (24h).

3.IV – EEG E IEEG

O EEG e iEEG são exames realizados frequentemente, para obtenção dos focos que originam as crises epilépticas

VANTAGENS E DESVANTAGENS

O EEG como já foi referido é um exame não invasivo para medir a actividade cerebral espontânea com alta resolução temporal, e baixa resolução espacial.

Os eléctrodos podem ser colocados no couro cabeludo com o auxílio de um gel condutor, ou através de uma touca em que os eléctrodos estão fixos, o que torna mais fácil este procedimento.

Apesar das vantagens que são conhecidas do EEG, este apresenta também várias desvantagens, revela apenas as diferenças de potencial entre pontos do escalpe, não fornecendo informação precisa sobre funções cerebrais

O iEEG é uma técnica invasiva com alta resolução espacial, que como é aplicada directamente no interior do couro cabeludo, ou seja, directamente no cérebro o “ruído” não é tão atenuado como no EEG normal. Este tipo de exame é frequentemente aplicado em indivíduos que têm epilepsia medicamente intratável.

Em pacientes epilépticos os eléctrodos podem ser deixados durante semanas, enquanto esperam que ocorra crises espontâneas, o que fornece informação valiosa sobre a origem anatómica da crise.

Este tipo de técnicas para serem validadas precisam de ser relacionadas com outras técnicas. Assim sendo o EEG combina com a resolução espacial de iRM e o iEEG com a resolução temporal de MEG⁸.

(Schulz, Liiders, Hoppe, Tuxhorn, May, Ebner 2000; Lachaux, Rudrauf, Kahane 2003).

⁸MEG – Magnetoencephalography

CAPÍTULO 4 – SOFTWARES

4.1 – TIPO DE SOFTWARES

Existem diversos programas para o processamento de sinais de EEG.

Neste capítulo serão enumerados alguns dos programas mais comumente utilizados em Hospitais e Centros de Investigação, para o processamento de dados de EEG. Esta lista resultou de uma pesquisa efectuada com o intuito de se poder manipular e especialmente alterar os formatos dos ficheiros que inicialmente nos foram fornecidos.

São todos comercializados, uma vez que são softwares bastante importantes para o estudo do EEG. Conseguiu-se uma versão do System Plus livre mas com limitações, ou seja, apenas com algumas funcionalidades desbloqueadas que nos permitisse estudar os nossos dados.

PRANA é um software bastante completo para o processamento de sinais vitais, bem como a análise de séries temporais, desenvolvido pela PhiTools.

Este software pode ser usado para diversos fins, como o sono e a vigília, ritmos biológicos e análise de stress, entre muitas outras aplicações. Fornece aos seus utilizadores ferramentas poderosas e convenientes, como as anotações e a análise quantitativa dos registos. Lê e reconhece diversos sinais, tais como EEG, EOG, EMG, ECG, entre outros.

Baseado em MatLab, este software combina computação de alto desempenho e uma interface gráfica para revisão e análise de biosinais e séries temporais.

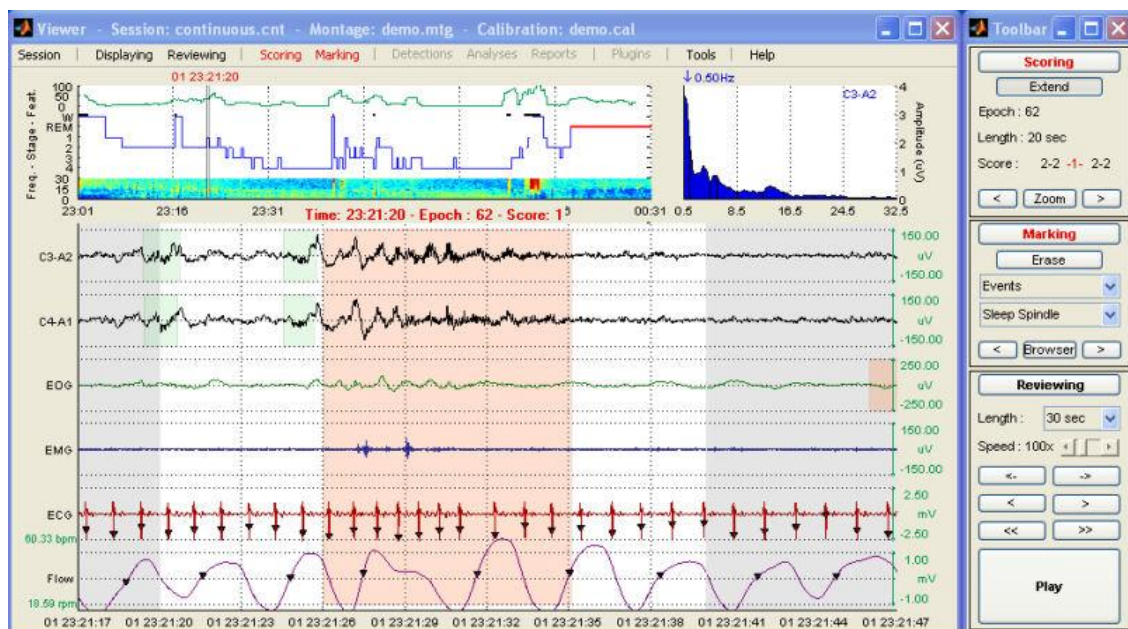


Figura 4.1 – Software Prana

(Adapt. <http://www.phitools.com>)

EEGLAB é um software bastante poderoso. Faz também o processamento contínuo bem como eventos relacionados com o EEG e o MEG e outros dados electrofisiológicos.

Oferece um ambiente de programação estruturado, com o objectivo de armazenar, medir, manipular variáveis e visualizar eventos relacionados com os dados do EEG.

Este software tem pelo menos 400 funções de MatLab, compreendendo num total de 50.000 linhas de comando.

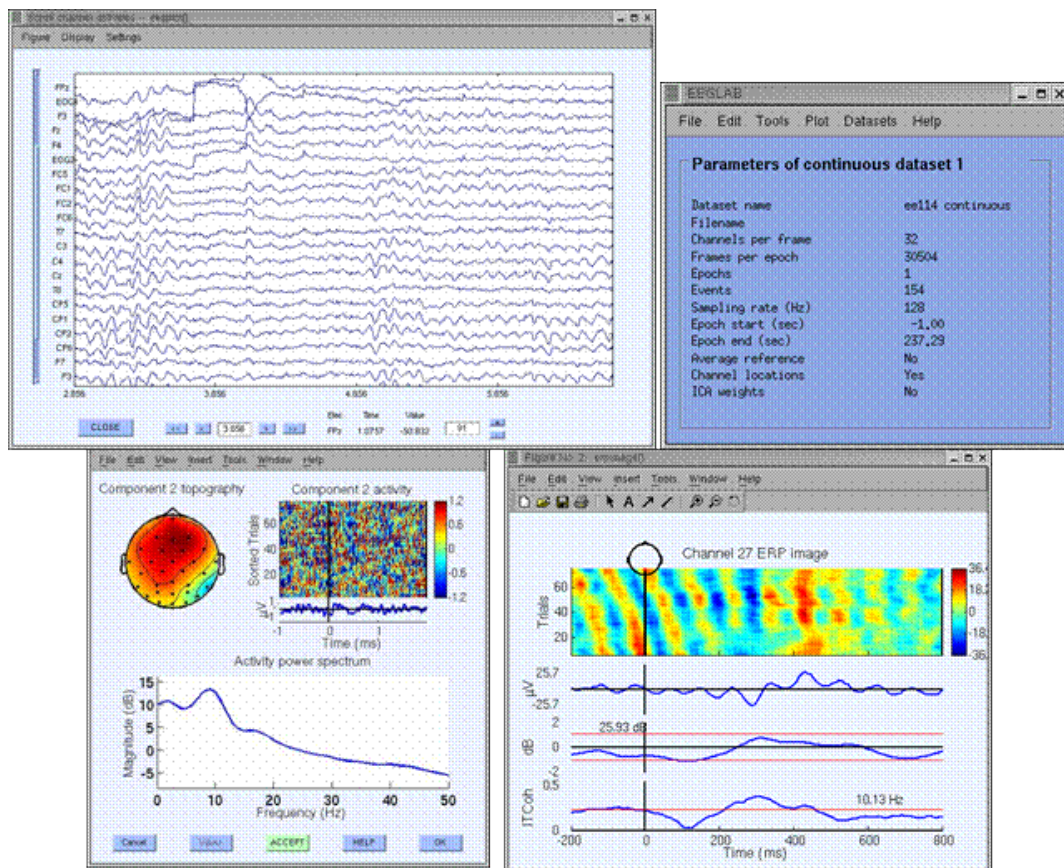


Figura 4.2 – Software do EEGLab

(Adapt. <http://scn.ucsd.edu/eeglab>)

SYSTEM PLUS é um dos outros softwares utilizado por hospitais, para a leitura e marcação de EEG's e outros exames. Foi em 2002 que a Micromed apresentou o System Plus.

Este software foi o que nós utilizamos para conseguirmos ler os TRC's, que nos foram facultados, é bastante fácil de ser utilizado, e bastante eficaz. O System Plus além dos TRC's também lê outros formatos, mas no Hospital Júlio de Matos foi-nos facultado todos os exames neste mesmo formato.

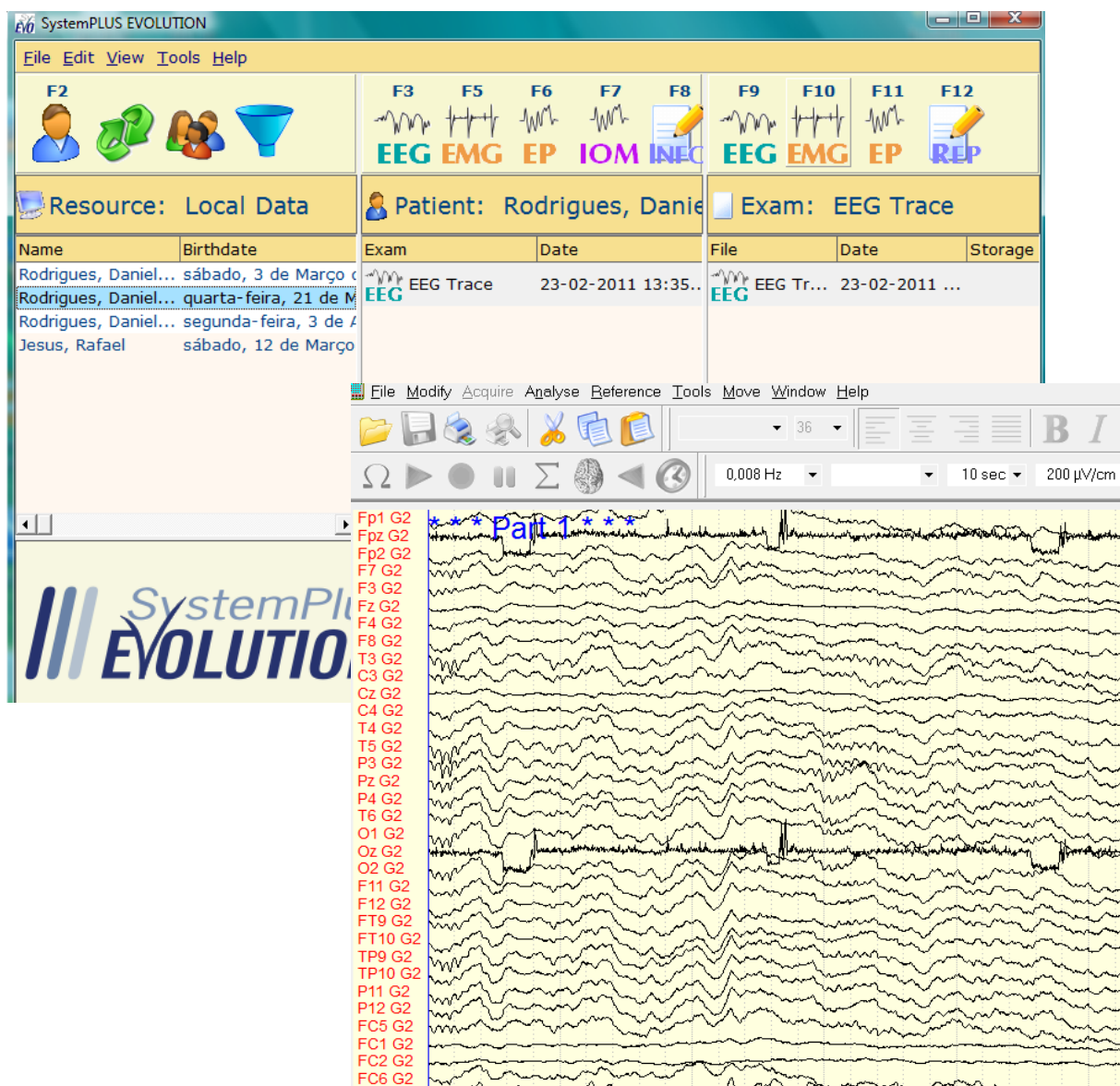


Figura 4.3 – System Plus

(Adapt. www.micromed.eu)

INSIGHT PERSYST: É outro software muito utilizado em Hospitais no processamento de EEG, bastante idêntico ao apresentado anteriormente.

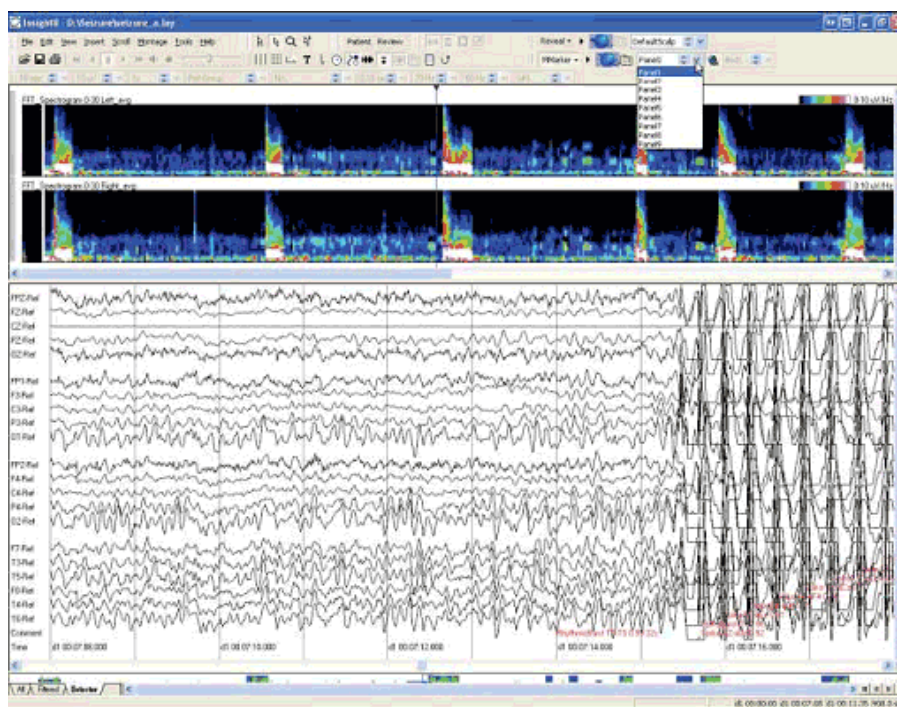


Figura 4.4 – Software Insight

Este software tem também a possibilidade de eliminar canais, mostra os eventos, bem como a realização de montagens.

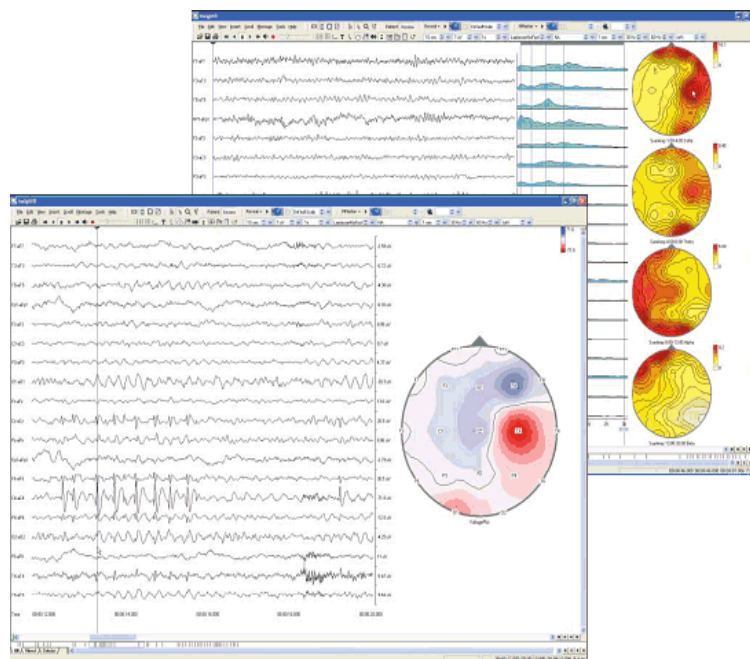


Figura. 4.5 – Aquisição dos dados

(Adapt. www.eeg-persyst.com)

SIGVIEWER: Software de visualização poderosa para biosinais, originalmente projectado para exibir electroencefalograma (EEG) de dados. Suporta vários formatos de dados através de sinais vitais. Suporta também a criação de anotações para se poder seleccionar artefactos ou eventos específicos.

Este software é escrito em C++, usando uma plataforma independente de interface gráfica de usuário. E também não depende de ferramentas como o MatLab, o que o torna verdadeiramente livre de código.

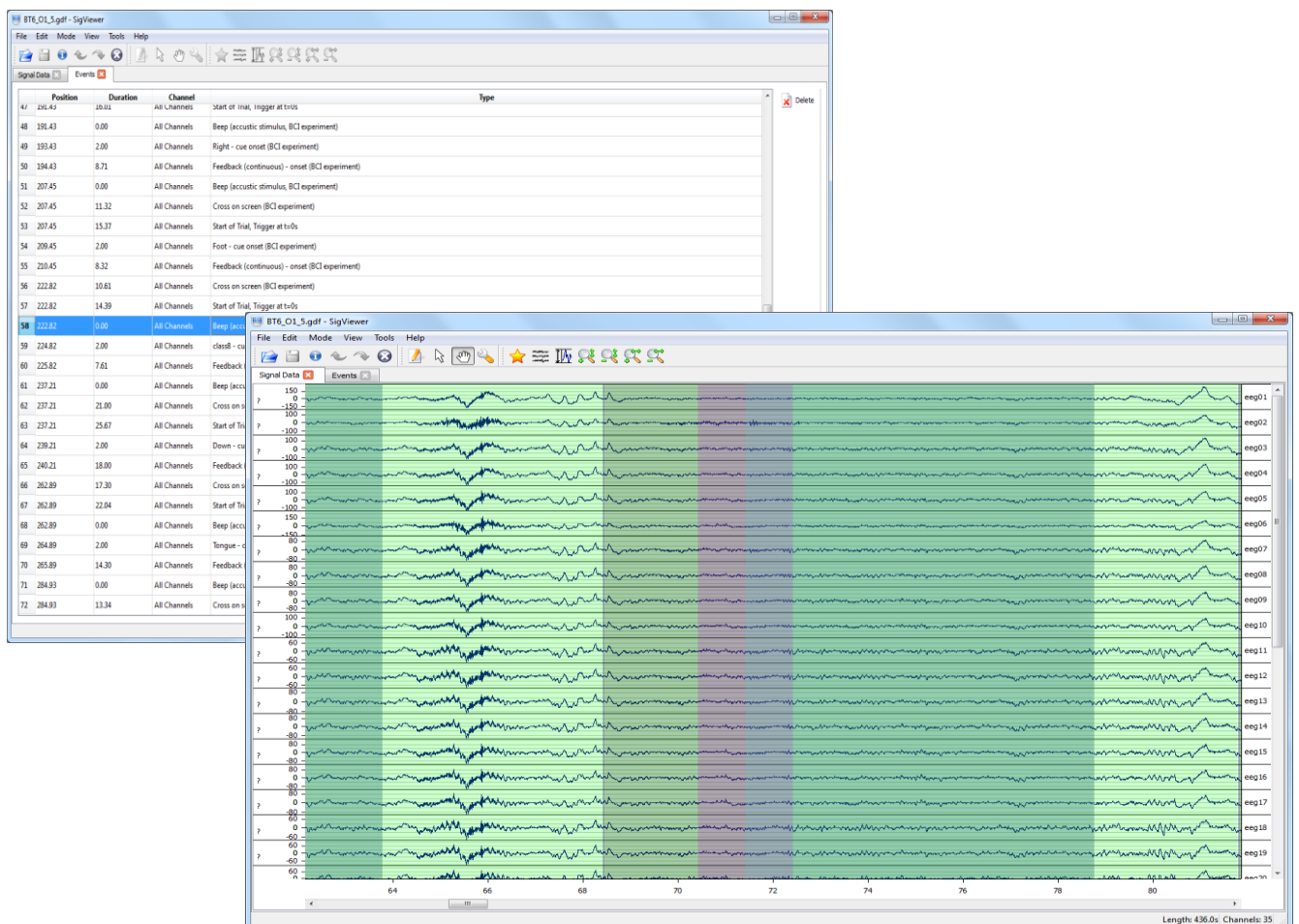


Figura 4.6 – Montagem do SigViewer

(Adapt. <http://sigviewer.sourceforge.net/>)

O quadro seguinte mostra de uma maneira resumida as características dos programas de processamento de sinais de EEG.

	Elimina Canais	Mostra Eventos	Efectua Montagem	Exclusivo de EEG	Espectrograma	Fabricante
<i>Prana</i>	x	X	x	o	x	<i>Phitools</i>
<i>EEGLab</i>	x	X	x	x	x	<i>Biosig</i>
<i>System Plus</i>	x	X	x	o	o	<i>Micromed</i>
<i>Insight Edf</i>	x	X	o	o	o	<i>Persyst</i>
<i>Sig Viewer</i>	x	X	x	o	x	<i>Biosig</i>

Legenda: x – sim; o - Não

Tabela. 4.1 – Quadro com um resumo dos softwares de processamento de sinais.

CAPÍTULO 5 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo serão abordados os fundamentos teóricos que foram necessários para a compreensão do software utilizado.

Este trabalho inclui a análise tempo-frequência, através da análise com Wavelets e Transformada de Fourier

5.1 – FILTROS DIGITAIS

O funcionamento de um filtro digital é determinado por um programa de armazenamento em memória. Na primeira rotina que se testou foram estes os filtros que testámos. São conhecidos como FIR ou IIR.

Os Filtros FIR ('Finite Impulse Response'), são filtros que garantem linearidade e estabilidade na banda passante. Este filtro apresenta um maior atraso.

Caso queiramos respostas rápidas, o filtro IIR é melhor, embora tenha uma maior complexidade.

A desvantagem do filtro FIR é que deve ter uma ordem alta para ter uma resposta equivalente ao filtro IIR.

5.2 – TRANSFORMADA DE FOURIER

A transformada de Fourier é uma ferramenta que deve o seu nome a Jean-Baptista Joseph Fourier. É representada por senos ou co-senos, esta representação pode ser por funções sinusoidais, e pode também transformar o sinal que se encontra no domínio do tempo no domínio da frequência, como representado na figura seguinte:

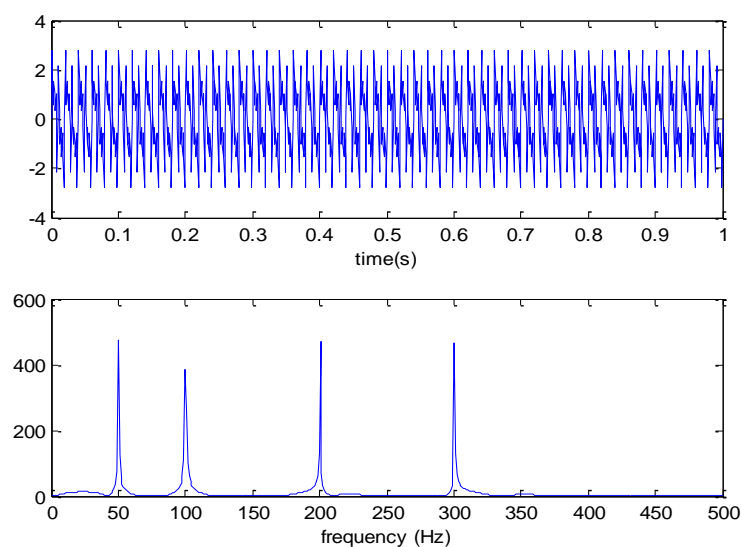


Figura 5.1 – Transformada de Fourier de um sinal estacionário

As componentes de alta frequência de um sinal na sua maioria não necessitam de ter a mesma resolução que as frequências mais baixas, uma vez que possuem uma duração temporal longa, e as de alta frequência mais curtas, por isso houve a necessidade de fazer a análise do sinal onde a largura da janela do tempo e a banda de frequência não fossem constantes.

5.III – TRANSFORMADA DE WAVELET CONTÍNUA

A análise com Wavelet permite utilizar uma janela temporal pequena para analisar componentes de alta frequência e uma janela mais longa para as componentes de baixa frequência.

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt. \quad \text{Equação 5.1}$$

Esta transformada é definida pela equação acima mostrada, onde "s" é o factor de escala e o "

τ " é um factor de translação e $\psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt$ é a wavelet base.

Um factor de *escala alto* corresponde a uma informação global (sem detalhe) e um *factor de escala pequeno* corresponde a uma informação detalhada. Em termos de análise de sinal, uma escala alta permite uma análise às baixas frequências e uma escala baixa analisa as componentes de alta frequência (corresponde a um detalhe no sinal pois estas componentes, geralmente, ocorrem durante pouco tempo) do sinal.

O factor de translação corresponde ao parâmetro de tempo na STFT, está relacionado com a localização da janela e corresponde à sua deslocação ao longo do sinal. Este factor corresponde à informação temporal da transformada.



Figura 5.2 – Exemplo de translação de um *wavelet*. (Adapt. (Misiti 2009)).

A análise em *wavelets* é feita pela aplicação sucessiva da transformada a diversos valores de s e τ , o que representa a decomposição do sinal original $x(t)$ em diversas componentes localizadas no tempo e na frequência, de acordo com os parâmetros de translação e de escala.

A CWT para as altas frequências possui uma boa resolução temporal, mas uma baixa resolução em termos de frequências. Esta transformada para as baixas frequências apresenta um comportamento inverso, ou seja, uma boa resolução em termos de frequência e uma má resolução temporal.

O processo do cálculo da CWT é iniciado colocando a *wavelet* escolhida no início do sinal a analisar. Essa *wavelet* terá no início um valor de escala maior (é feita primeiramente uma análise das altas frequências sendo analisadas depois as componentes de baixa frequência, todas as janelas usadas são versões dilatadas ou comprimidas da *wavelet* mãe), tal como se pode observar na figura 5.3, sendo calculado o primeiro coeficiente do sinal. Esse resultado é depois multiplicado por um factor de escala $1/\sqrt{|s|}$ para que o sinal transformado tenha a mesma energia em todas as escalas.

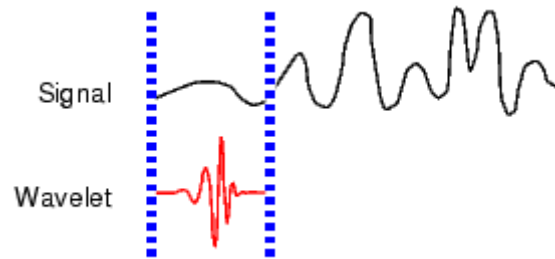


Figura 5.3 - Wavelet colocada no início do sinal. (adaptado de (Misiti 2009)).

De seguida, para a escala escolhida a *wavelet* é transladada, tal como se pode observar na figura 5.4, de forma a calcular todos coeficientes do sinal para a escala seleccionada.

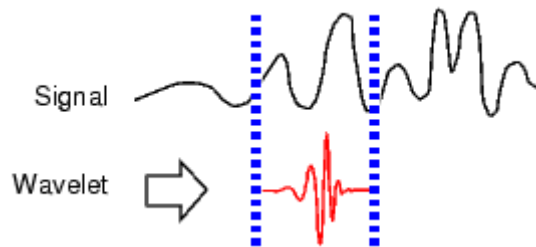


Figura 5.4 - Wavelet com a mesma escala transladada. (adaptado de (Misiti 2009)).

No fim da *wavelet* ter percorrido todo o sinal, volta-se a colocar a *wavelet* no início do sinal, mas agora com um menor valor de escala, como se observa na figura 5.5.

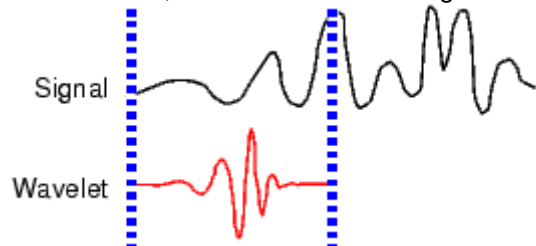


Figura 5.5 - Recolocação da *wavelet* no início do sinal, com um valor de escala diferente. (adaptado de (Misiti 2009)).

5.IV - ESPECTROGRAMA

Os espectrogramas têm resolução constante, enquanto os escalogramas são de alta resolução a baixas frequências.

Na rotina descrita consegue-se visualizar a diferença entre estes com os gráficos apresentados. Verifica-se nas figuras apresentadas que a interferência dos 100Hz consegue-se ver muito melhor no espectrograma, e os ritmos existentes nas baixas frequências no escalograma.

CAPÍTULO 6 – ROTINA WAVESCAN 2.0

Neste capítulo explicar-se-á o software melhorado, “WaveScan 2.0”.

Quando em MatLab se chama a função “wavescan_v3”. (É a versão final do nosso software, já com as melhorias necessárias).

Neste ponto chame-se a atenção para o fato de antes de pudermos chamar esta rotina, ser necessário que seja “mostrado o caminho do MatLab”, para não dar erro.

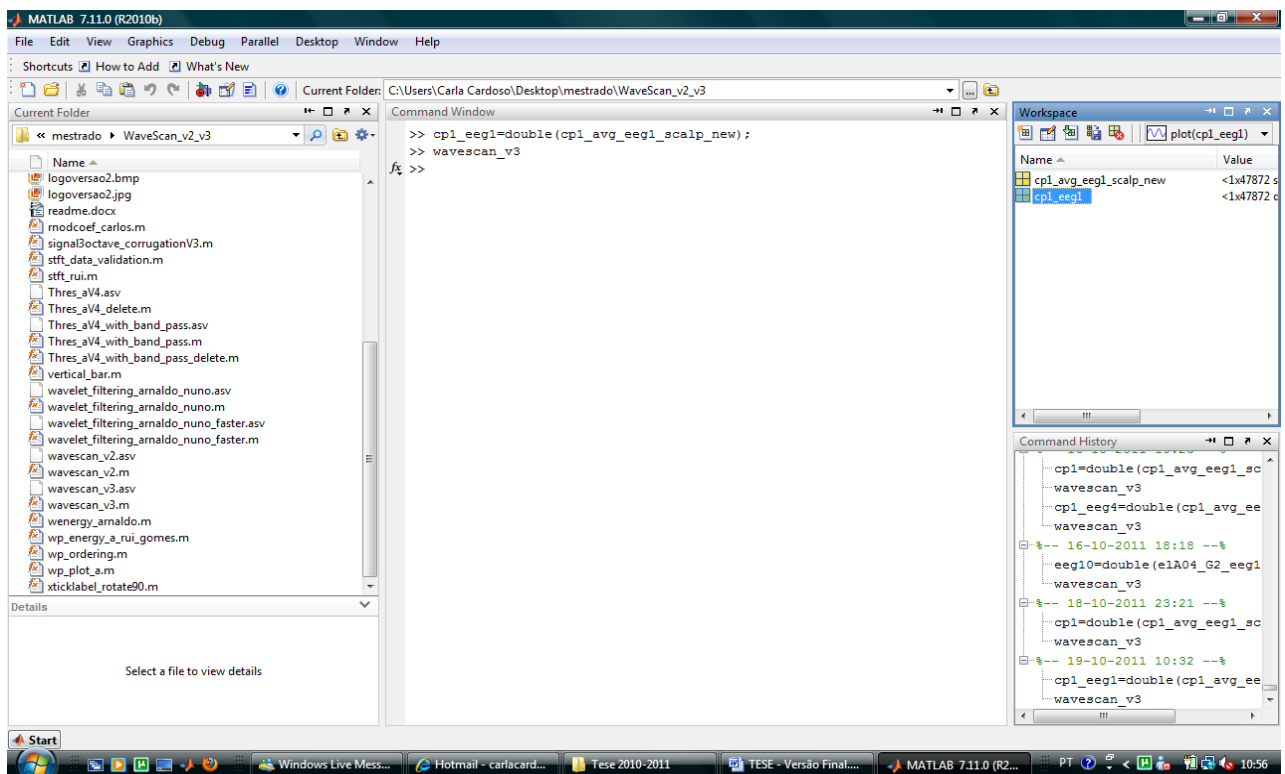


Figura 6.1 – MatLab, uma das ferramentas utilizadas e de grande importância.

Surge esta janela:



Figura 6.2 – Software WaveScan 2.0

Quando carregamos na tecla “Open” aparece o quadro seguinte:

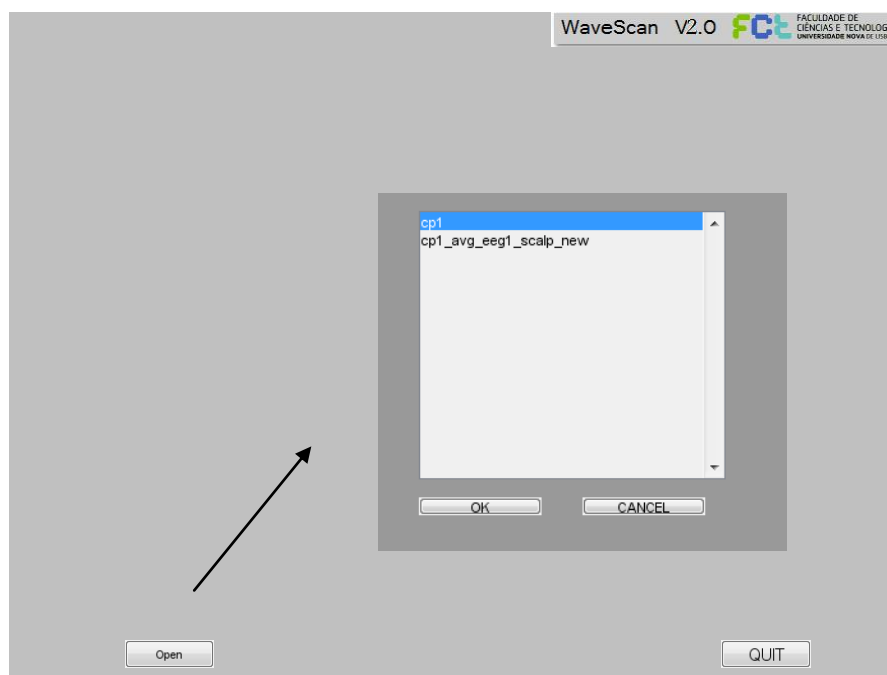


Figura 6.3 – Escolha do canal que se pretende estudar

Depois escolhe-se o canal que queremos observar (neste caso foi o cp1) e carrega-se no “Ok”. A frequência é de 256Hz (caso dos nossos exames, mas poderá ser a que o utilizador quiser).

De seguida aparece um quadro idêntico ao que está representado na figura seguinte.

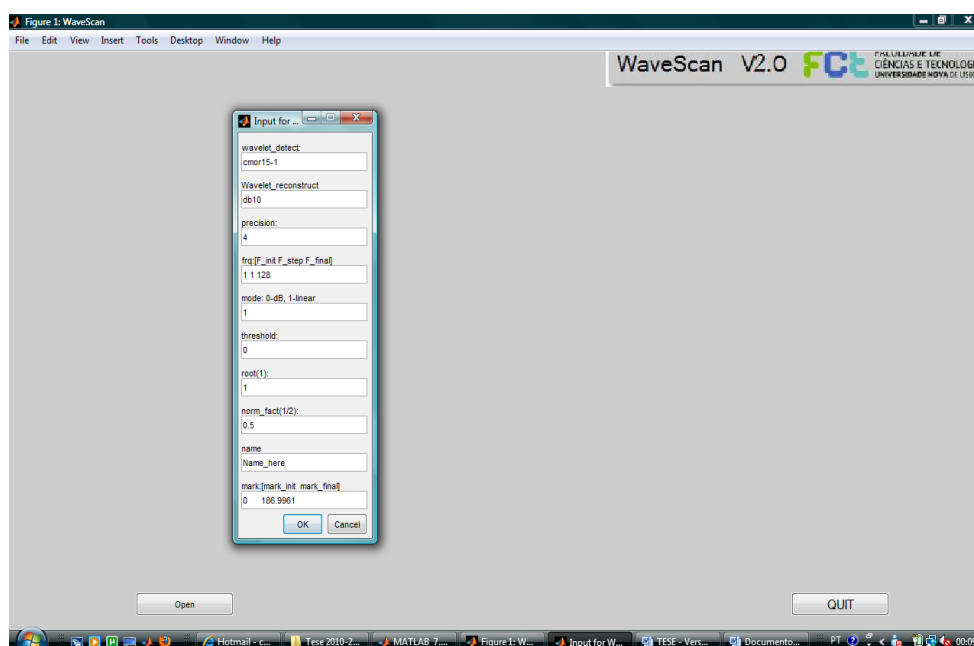


Figura 6.4 – Escolha dos parâmetros a serem utilizados

É aqui que se colocam os valores que vão condicionar os nossos resultados. Na figura seguinte verifica-se os valores necessários para a obtenção do gráfico representado a seguir.

Primeiro escolhe-se o Wavelet que se pretende, depois a precisão da figura apresentada. De seguida as frequências para delimitar o gráfico no eixo dos yy. O modo linear (1) ou dB (0).

É possível também colocar o nome da figura que se pretende ver, bem como as marcas do início/fim das crises.

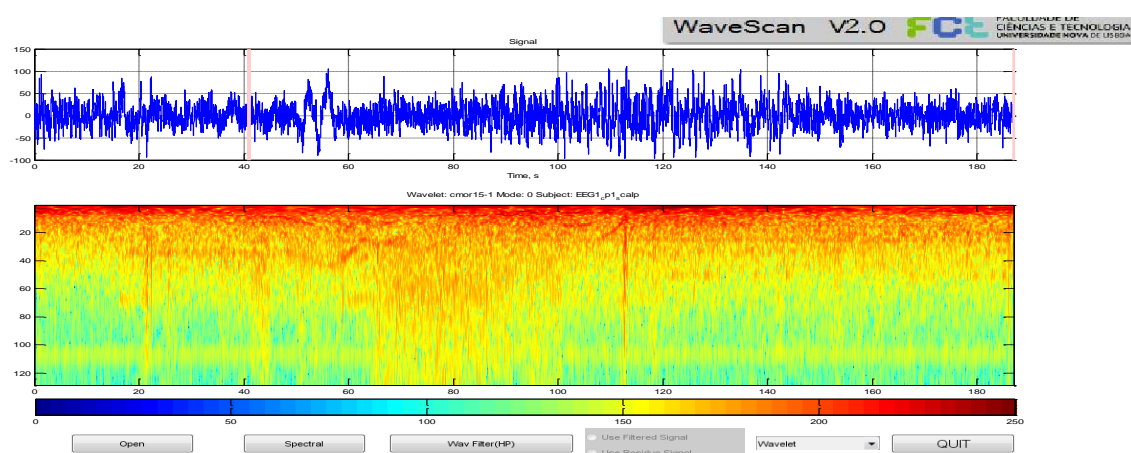


Figura 6.5 - Tabela da fig. 6.4 ampliada e o resultado consoante os dados introduzidos.

Quando os gráficos já estão representados, pode-se mudar todos os parâmetros, filtrar, e ver o espectrograma correspondente, basta carregarmos nos botões da rotina.

O botão “Spectral” se for escolhido irá aparecer a transformada de Fourier (FFT)

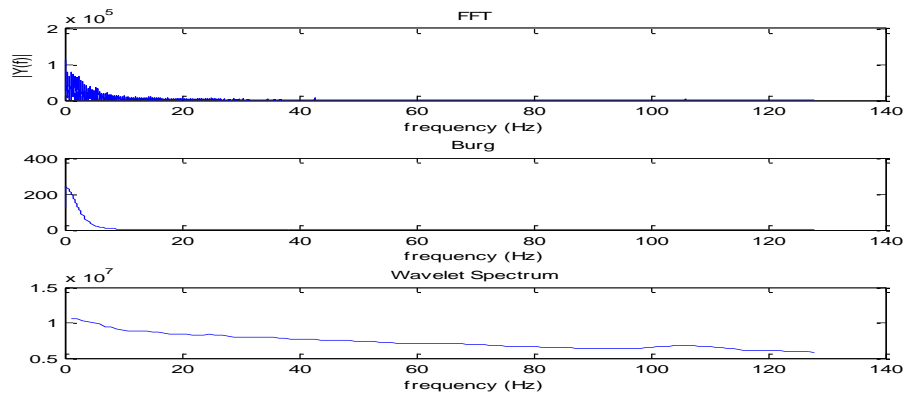


Figura 6.6 – Transformada de Fourier (1º gráfico dos 3)

Se escolhermos antes o botão que diz respeito à filtragem “WavFilter”. Irá aparecer:

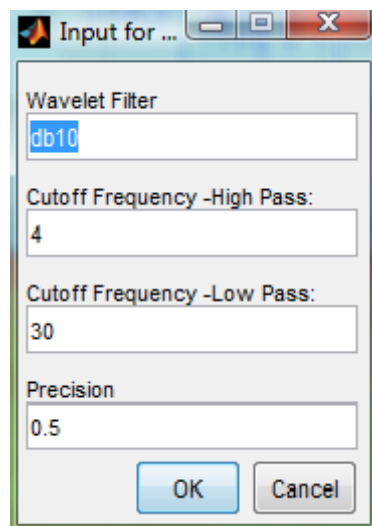


Figura 6.7 – Quadro que permite a filtragem “WaveFilter”, escolhe-se a precisão com a qual se quer ver, bem como os filtros pretendidos.

E aqui pode utilizar-se o filtro passa alto e/ou o passa baixo, bem como a possibilidade de se poder escolher a precisão.

Esta rotina tem a vantagem de se poder escolher ver Wavelet ou o Spectrogram, como se pode ver na figura seguinte:

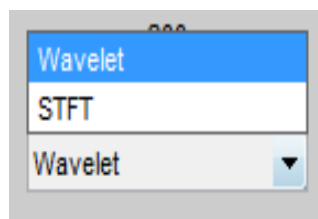


Figura 6.8 – Escolha de wavelet ou do espectrograma

Ao escolhermos o spectrogram, as figuras trocam de imediato, como se mostra na figura abaixo:

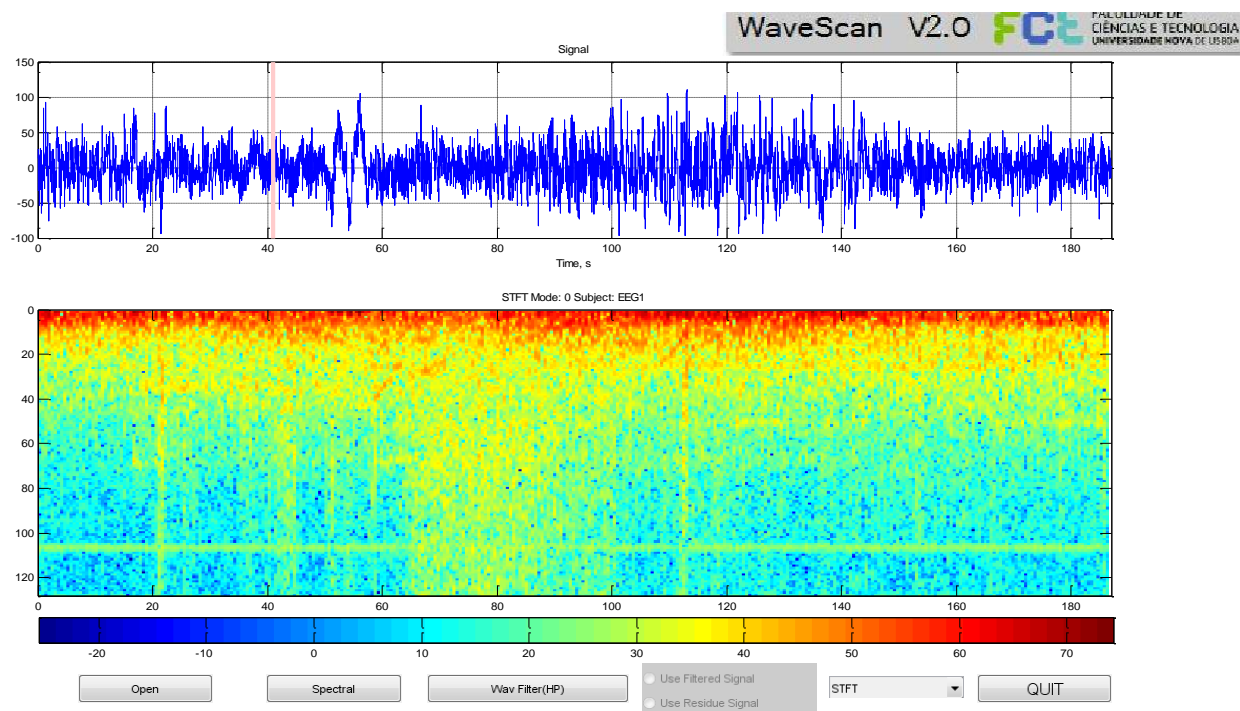


Figura 6.9- STFT no “ecrã” principal do software.

CAPÍTULO 7 – METODOLOGIA

Neste capítulo são descritos todos os aspectos que levaram à obtenção dos resultados, apresentados nos capítulos seguintes.

7.1 – CASOS CLINICOS

Neste trabalho foram utilizados exames facultados pelo serviço de Neurofisiologia do Hospital Júlio de Matos e outros retirados da base de dados da Physionet.

A ideia inicial era a realização de uma rotina em ambiente MatLab. Onde era possível introduzir a frequência de amostragem, a latência, o tempo mínimo e máximo que quiséssemos ver, bem como a frequência máxima e mínima para delimitar os gráficos. Havia também a possibilidade de filtrar (filtro passa alto e passa baixo, notch).

As crises normalmente têm um canal de selecção, e por essa razão havia possibilidade de escolher e vê-lo separadamente. Mais tarde, mudámos a filtragem de modo a aplicarmos o filtro para Wavelets, que têm inúmeras vantagens em relação aos digitais.

Com a aquisição de variados exames e variados dados, sentiu-se necessidade de alterar os planos iniciais, e em vez de se seguir com a rotina inicialmente pensada, decidiu-se melhorar uma já existente (WaveScan 1.0), que facilitava a alteração dos dados iniciais, e a visualização bastante mais rápida. Acrescentou-se à rotina WaveScan 1.0 o filtro de altas-frequências, e as marcações de início da crise, e/ou ritmos ictais.

Os dados que foram facultados pelo serviço de Neurofisiologia do Hospital Júlio de Matos vinham em formato TRC, tivemos assim que converter para **edf**, através do System Plus e depois de **.edf** para o formato **.mat**, que é bastante mais acessível quando estamos a chamar os dados através de Matlab.

Também no System Plus eliminaram-se alguns canais antes de se converter para edf ou mat. A aquisição do EEG normalmente é feita em 37 canais, mas normalmente os médicos ao analisar o exame eliminam os canais mais ruidosos ou com outros artefactos.

7.1.II – CASOS CLINICOS – PACIENTES SCALP – COURO CABELUDO

Neste capítulo organizaram-se os exames por *Scalp* e *Intra*.

Do Hospital Júlio de Matos temos dois exames do Scalp, da mesma doente em dias diferentes, que estão denominados por EEG1 e EEG4

O **EEG1** é relativo a uma paciente do sexo feminino, no dia quinze de Novembro de 2010 pelas 17:59:23. Neste exame os canais excluídos pelos técnicos foram o Fpz e o Oz, e a fim de eliminar artefactos foram também excluídos o O2, F7, F11, FC5, todos relativamente à média (average).

Neste exame a crise foi marcada aos 41 segundos.

Os canais que nos dão informação da crise de acordo com as informações do médico são o CP1 e o C3. O CP1 tem um ritmo ictal aos 99 segundos, o C3 aos 105 segundos, e em ambos aos 115 segundos.

No **EEG4**, efectuado no dia vinte e três de Fevereiro de 2011 pelas 13:35:56. Neste exame os técnicos excluíram os mesmos canais e excluíram-se com o mesmo objectivo o Fp1 e o FT10, também estes relativamente à média, (average).

Neste exame a crise foi marcada aos 49 segundos. Os canais que nos dão informação da crise de acordo com as informações de médicos são também o CP1 e o C3. O CP1 tem um ritmo ictal aos 96 segundos, o C3 aos 126 segundos, e em ambos aos 105 segundos.

Para o Scalp temos ainda mais cinco exames retirados da base de dados da Physionet.

Foram escolhidos aleatoriamente, a única preocupação, foi escolher exames do mesmo paciente a horas seguidas.

Estes exames são todos realizados a crianças com idades compreendidas entre 11 e 16 anos. Todos têm duração de uma hora (3600 segundos).

Com estes dados tentou fazer-se um estudo com exames de horas seguidas, para se perceber quais os dados em termos de sinal que nos podem dar uma informação precisa sobre o início da crise.

Retiraram-se da base de dados os seguintes exames:

CHB01_ 01,02 e 03

Sendo que os dois primeiros não têm crises, e o Chb01_03 tem crise dos 29966 segundos aos 3036 segundos.

Sentimos então a necessidade de reduzir o tempo para os 150 segundos e portanto a crise observou-se dos 60 segundos aos 100 segundos. O canal observado foi o Fp2_F8. O paciente em causa era do sexo feminino.

CHB15_ 16 e 17

O CHB15_16 não tem crise, e o Chb15_17 tem crise dos 1925 segundos aos 1960 segundos, mas mais uma vez reduziu-se e mostramos apenas os primeiros 1000 seg. O canal observado foi o Fp2_F8. O paciente em causa era do sexo masculino.

Os EEG's que não têm crise são de grande importância, uma vez que vão servir para se fazer uma comparação, e estudarmos os fenómenos que acontecem sem crise e com crise.

7.I.III – CASOS CLINICOS – PACIENTES INTRACRANIANOS

O **EEG8** é relativo ao dia vinte e três de Maio de 2011 pelas 23:20:59. Neste exame os canais excluídos pelos técnicos foram o elA28 e do elB04 até elB31, e a fim de eliminar o ruído foram também excluídos o elA14, elA16, elA19 e elA21, todos relativamente ao canal referência G2.

Neste exame a crise foi marcada aos 10 segundos. O canal que nos dá informação da crise de acordo com as informações dos médicos é o elA04, com ritmo ictal aos 13 segundos, e o fim deste é aos 49 segundos.

O **EEG10** diz respeito ao dia vinte e quatro de Maio de 2011 pelas 01:21:00. Neste exame os canais excluídos pelos técnicos foram o elA28 e do elB04 até elB31, e a fim de eliminar o ruído foram também excluídos os elA03, elA20, elA32, todos relativamente ao canal referência G2.

Neste exame a crise foi marcada aos 20 segundos. O canal que nos dá informação da crise de acordo com as informações do médico é elA04. Observou-se também mais o elA05, elA10 e o elA31.

A denominação dos eléctrodos intracranianos é sequencial e não segue qualquer convenção. Por exemplo a denominação **elA20** significa que é o eléctrodo 20 no conjunto de eléctrodos A. (Os amplificadores com muitos canais têm por vezes várias placas, que correspondem a conjuntos de eléctrodos).

CAPÍTULO 8 – REPRESENTAÇÕES REAIS E MODELOS ENCONTRADOS DAS ESTRUTURAS TEMPO-FREQUÊNCIA NA TRANSIÇÃO PARA A CRISE EPILEPTICA

Neste capítulo iremos mostrar os resultados tempo-frequência obtidos com base nos casos clínicos analisados, bem como os modelos obtidos através destes.

Antes de mais, tendo em conta as estruturas tempo-frequência de cada registo de crise representadas nos escalogramas associados, criou-se um curva que evidencia as frequências mais proeminentes em cada instante. Estas curvas são características de cada crise e permitiram classificar cada uma delas em diferentes modelos.

É de grande importância salientar que não tivemos acesso ao tipo de crise que cada paciente teve. De modo que essas marcações foram feitas de acordo com o que nos foi dito no hospital pelo médico Neurofisiologista, Dr. Alberto Leal, e conhecendo o tempo em que ocorriam as crises foi-nos possível chegar a um modelo das estruturas tempo-frequência na transição para as crises epiléticas.

Cada doente é um caso, mas o que se procurou fazer foi descobrir semelhanças entre os vários EEG's para mais tarde ser possível a detecção automática de crises epiléticas.

Todos os esquemas foram baseados a partir da análise dos planos tempo-frequência dos EEG's da paciente referência e da base de dados de pacientes CHB.

Software usado: WaveScan versão 2 (manteve-se por lapso o logo WaveScan V1.0).

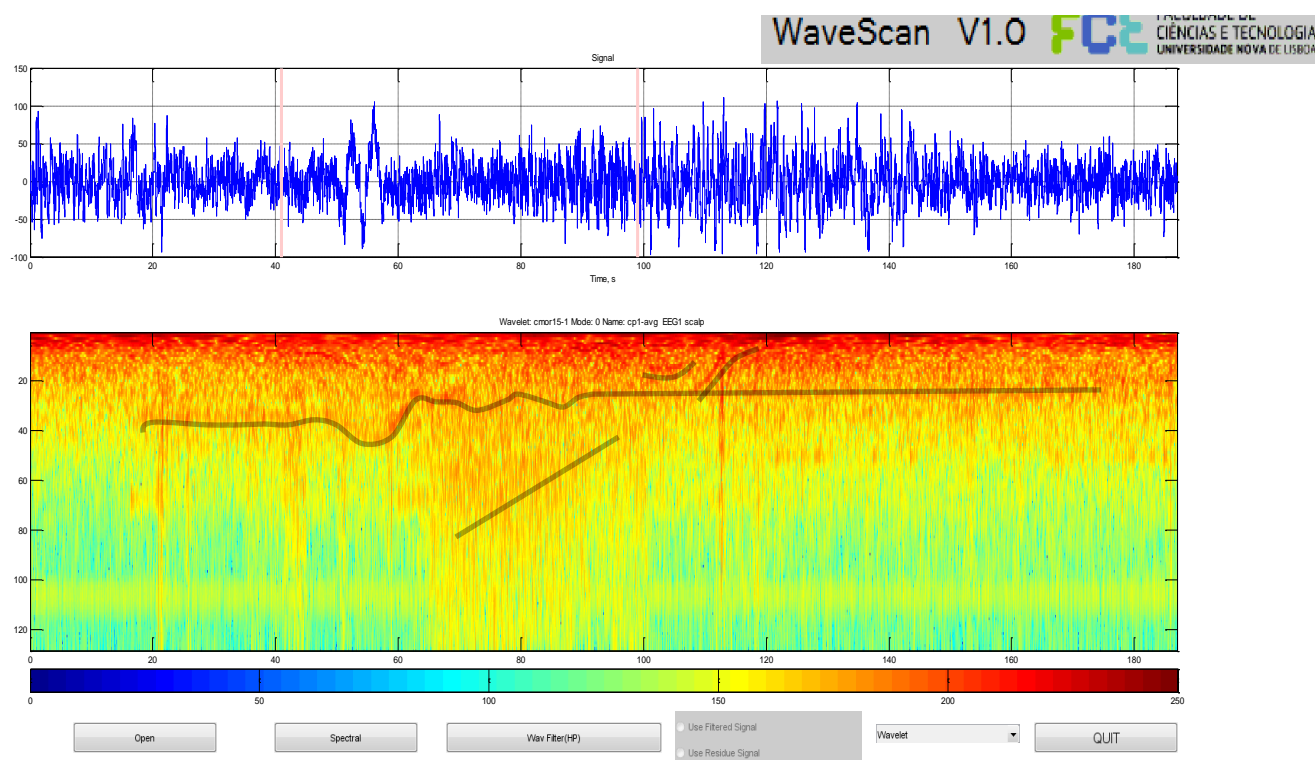


Figura 8.1.I – EEG1_Scalp CP1-avg. Cmor15-1.

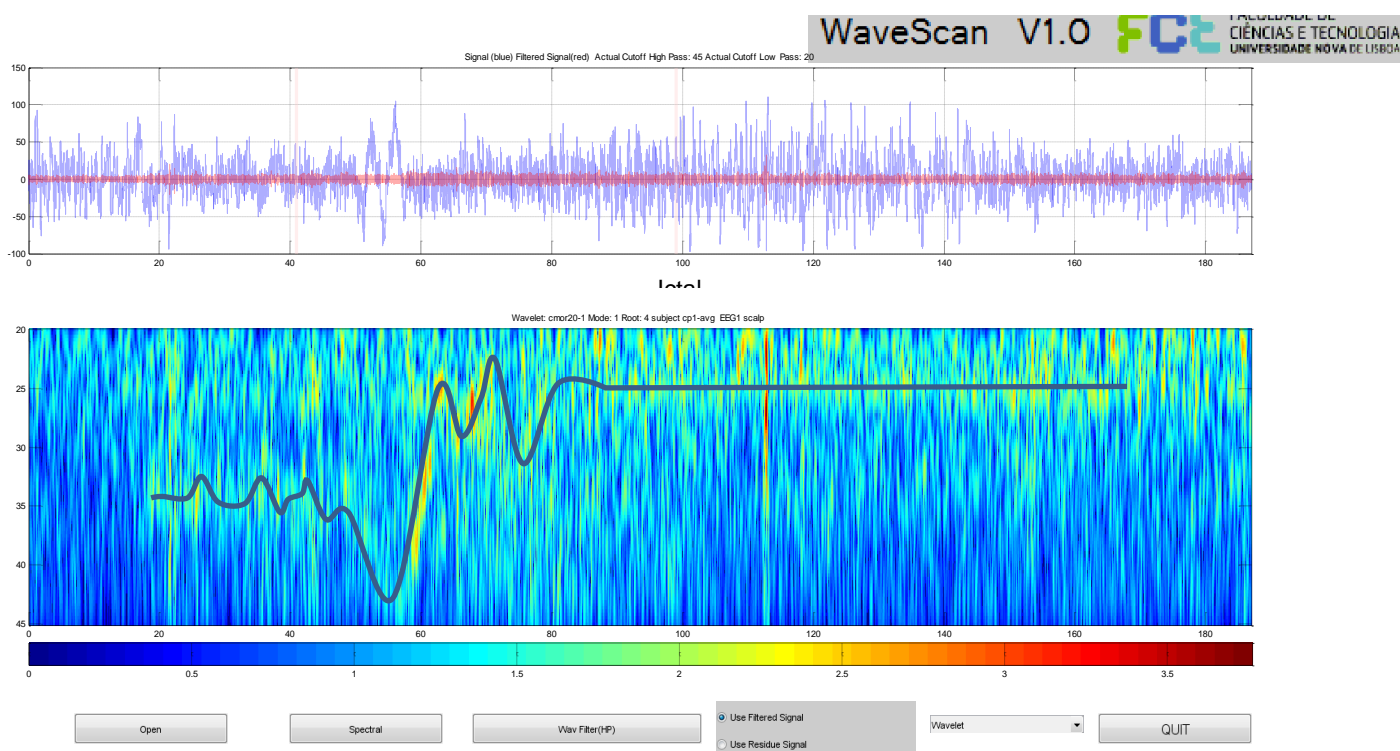


Figura 8.1.II – EEG1_Scalp CP1-avg. Cmor20-1. 1º “detalhe” high-pass45 low pass 20.

Patamar com intervalo de desagregação

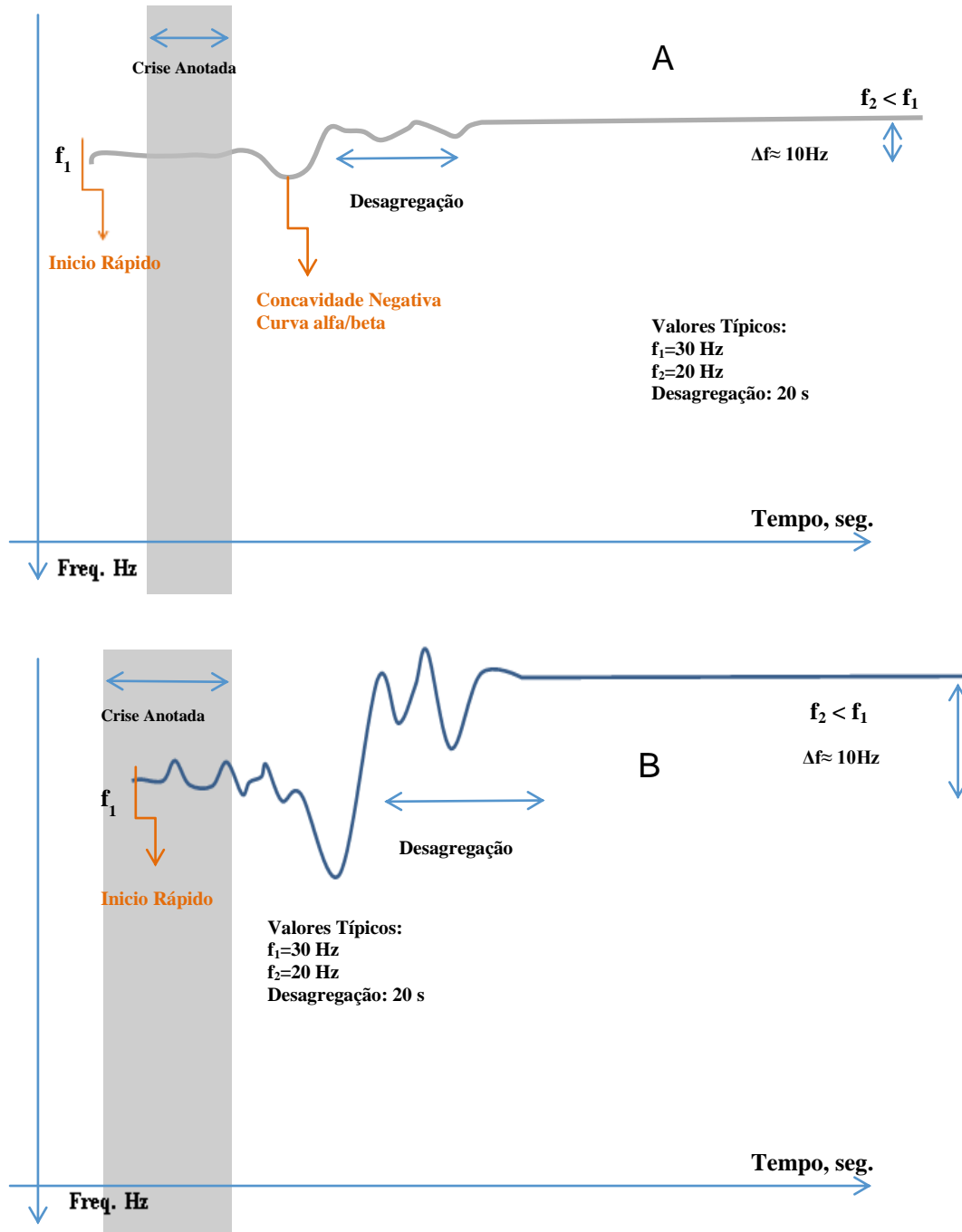


Figura 8.1.I: A: Scalp, Patamar com intervalo de desagregação. De notar: Aumento da frequência após início da crise, seguido de diminuição e desagregação com estabilização num patamar de frequência superior.

Figura 8.1.II: B: Scalp, Detalhe, na frequência, mostrando que a desagregação é na realidade uma modulação em frequência, por um sinal de período típico de dezenas de segundos.

A figura 8.1.I A, teve como base a figura real 8.1.I, as marcações foram de acordo com as indicações que nos deram, no Hospital Júlio de Matos, ou seja, a zona mais escura é a zona ictal que nos dá a indicação da possibilidade de uma crise. Foi marcado à mão, mas sempre com base do que foi dito no Hospital. A banda de alta frequência é uma grande mais-valia para a detecção de uma crise. O modelo figura 8.1.II B é apenas um detalhe da figura 8.1.I, representado também na figura 8.1.II.

As componentes f_1 e f_2 , representam dois patamares de sinal interrompidos por uma zona de desagregação que parece ser de modulação de frequência por um sinal oscilante de frequência típica de 0.2 Hz.

Apesar de os valores dos patamares poderem variar, é comum que a primeira oscilação seja sempre negativa (frequência crescente portanto). Chamaremos a esta primeira concavidade a **curva alfa/beta**, já que a modulação ocorre nessa banda.

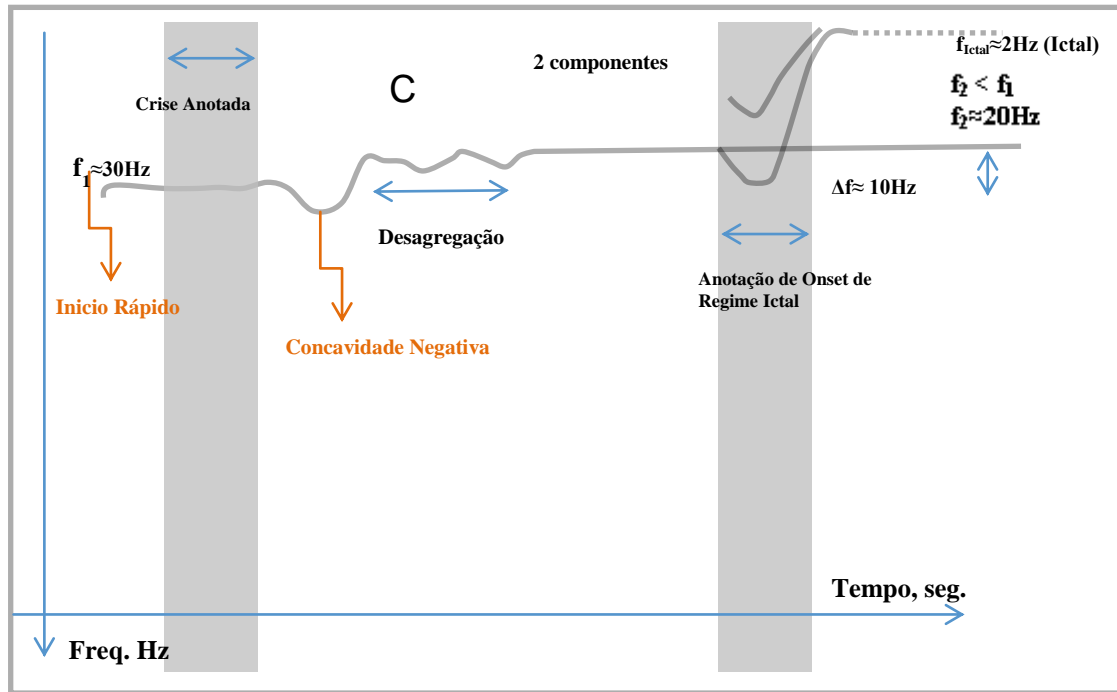


Figura 8.1.I.C: Scalp, ritmo alfa/beta permanece após onset da crise e coexiste com duas harmónicas cuja frequência decresce até níveis típicos do sinal ictal.

A figura 8.1.I C, é baseada também na figura 8.1.I, onde se consegue observar os ritmos ictais, são as duas componentes, a que chamamos anotação do início (“onset”) do regime ictal, que também poderá ser de extrema importância para a compreensão das crises epiléticas.

Componente HFO

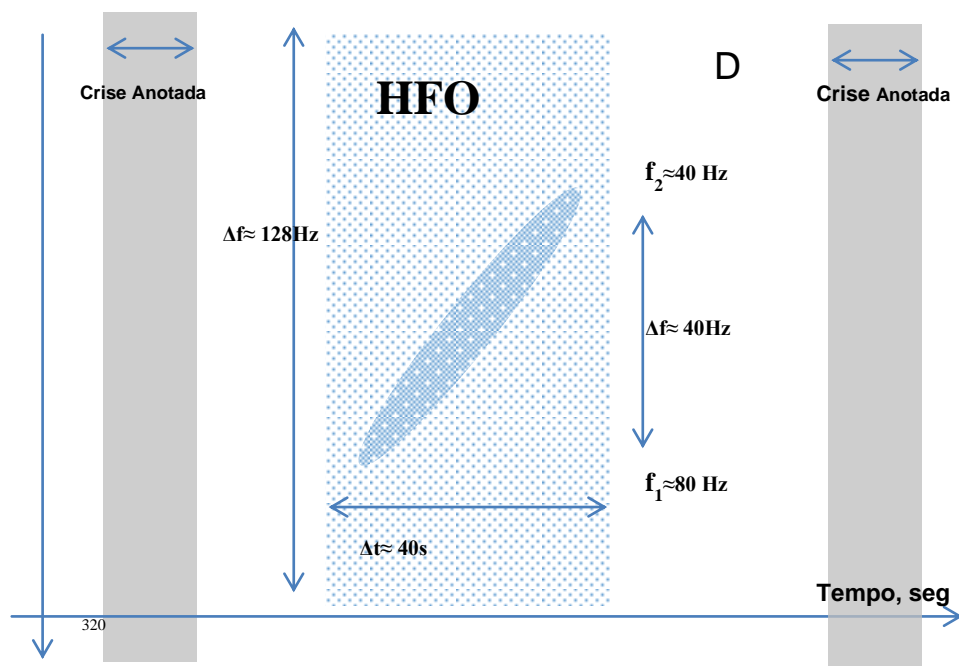


Figura 8.1.I. D Scalp: HFO (High-Frequency Oscillations).

A figura 8.1.I D, é também um modelo da 8.1.I. Tem padrão mais energético de frequência decrescente, que pode ocorrer antes ou depois da crise marcada. Este caso é para uma frequência de amostragem de 256Hz. A componente de alta frequência ocorre depois da crise.

Classificação habitual do espectro de EEG está representada na Fig. 8.2.

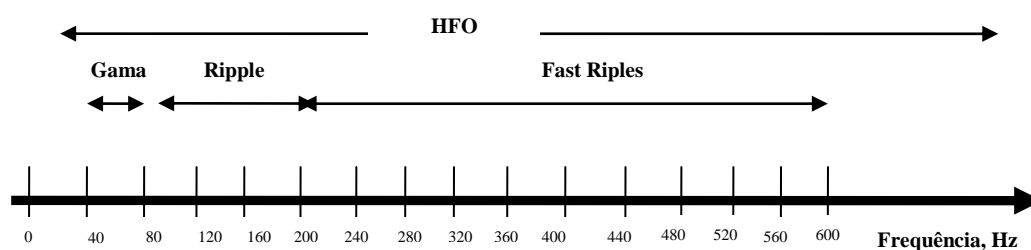


Figura 8.2: Esquema ilustrativo da classificação das altas frequências em EEG.

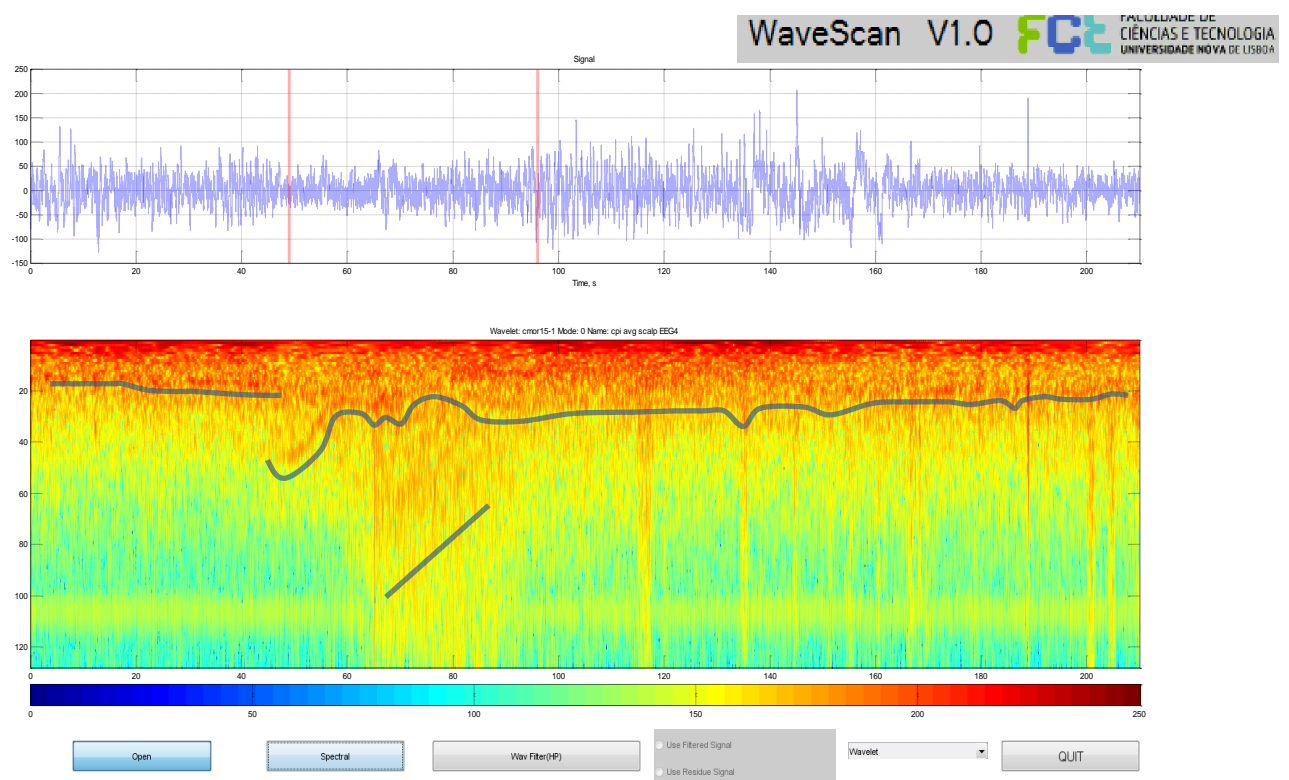


Figura 8.3. – É um plano invertido da figura 8.1.I

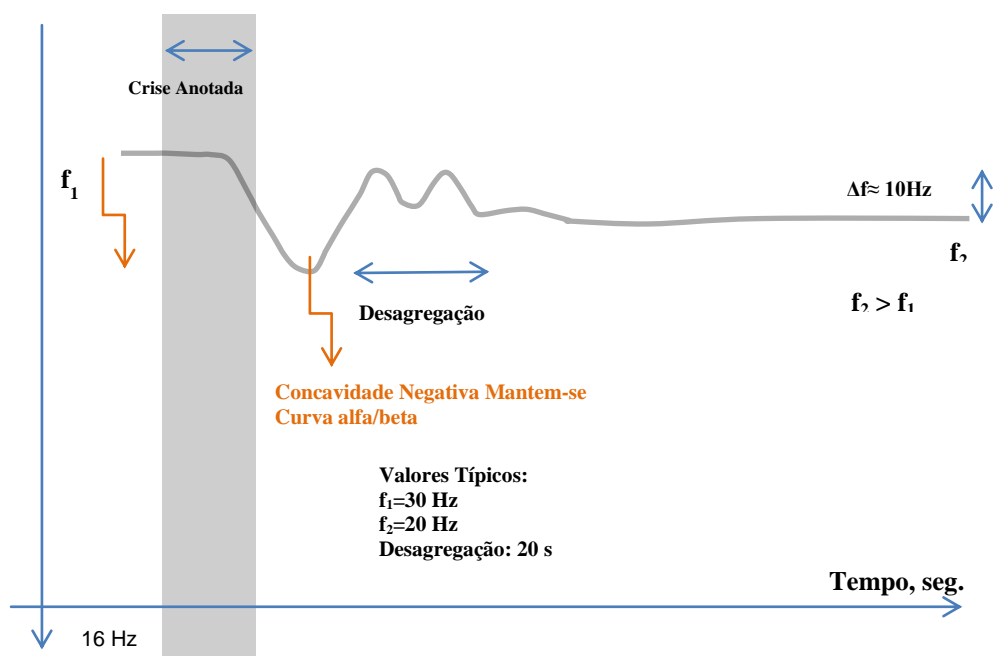


Figura 8.3.I Scalp: Padrão invertido relativamente à figura 8.1.I A.

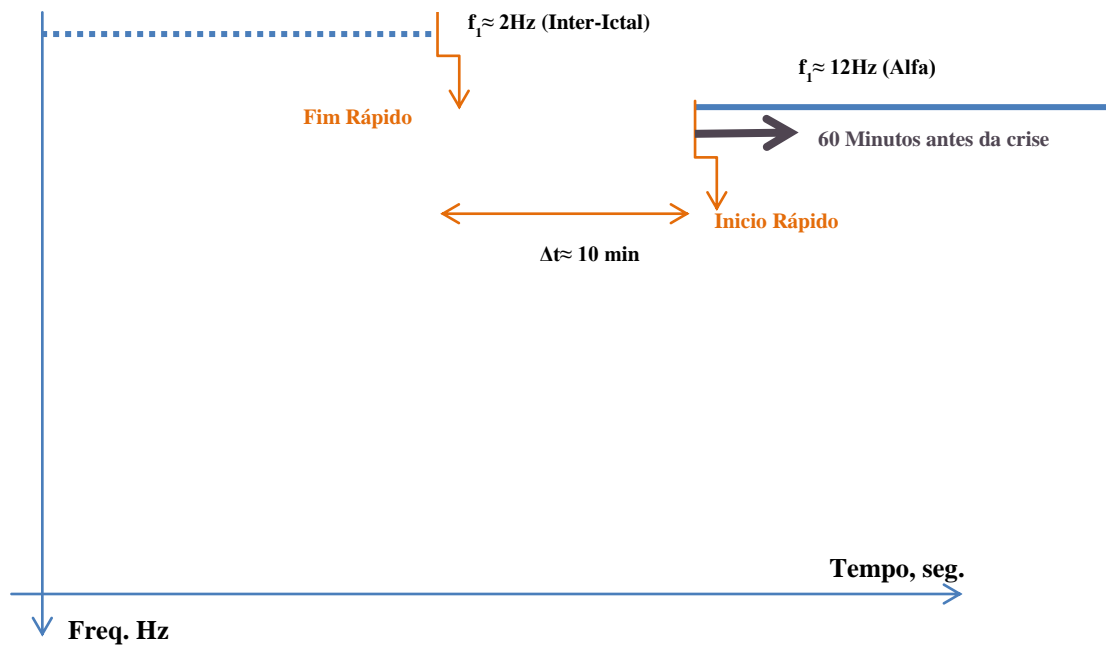


Figura 8.4: Sem Crise: Paciente da base de dados **chb** exibindo ritmo alfa acrescido, cerca de 60 minutos antes da crise e 10 minutos depois do fim do ritmo Inter-Ictal.

Da análise das figuras 8.1.I.A e 8.4 fica claro que os ritmos alfa e beta do EEG, ou talvez um ritmo ictal na banda alfa/beta parece ter um papel importante na dinâmica das transições para as crises.

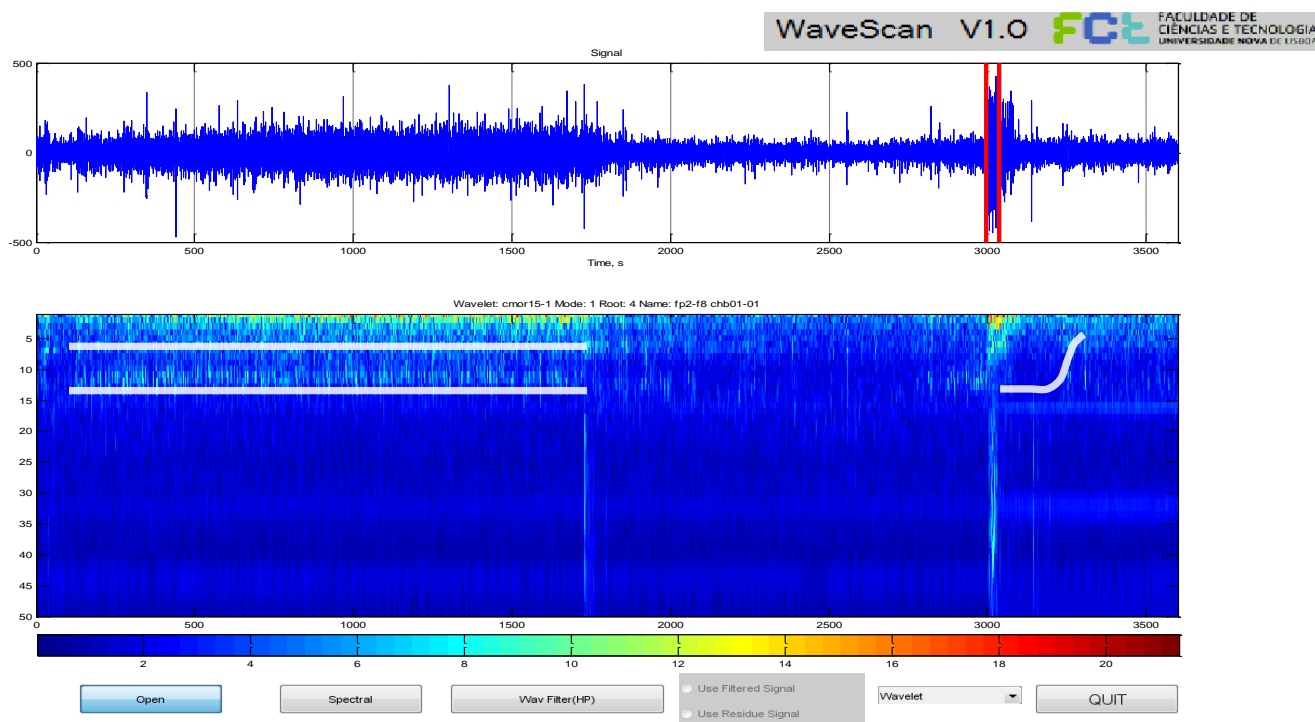


Figura 8.5: Figura da base de dados da Physionet. Chb01_03

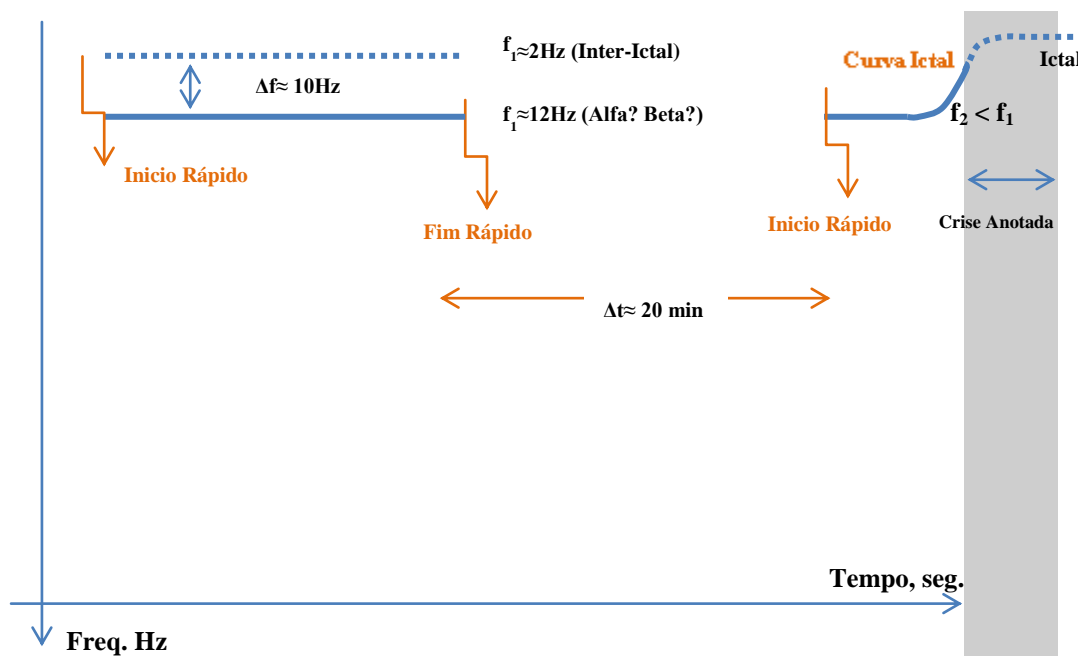


Figura 8.5.I: é Ritmo alfa/beta vê a sua frequência reduzida até níveis típicos do sinal Ictal (ao redor do onset da crise)

Pela inspeção da figura 8.2.I e 8.5.I é possível que este ritmo alfa/beta veja a sua frequência reduzida até níveis típicos do sinal Ictal (ao redor do *onset* da crise), ou pelo contrário permaneça mesmo após redução de frequência para níveis ictais, em pelo menos duas harmônicas (Figura 8.1.I C). À curva de transição do regime alfa/beta para o regime ictal chamaremos **curvas ictais**, que, nos registos mostrados aparecem em duas harmônicas simultâneas.

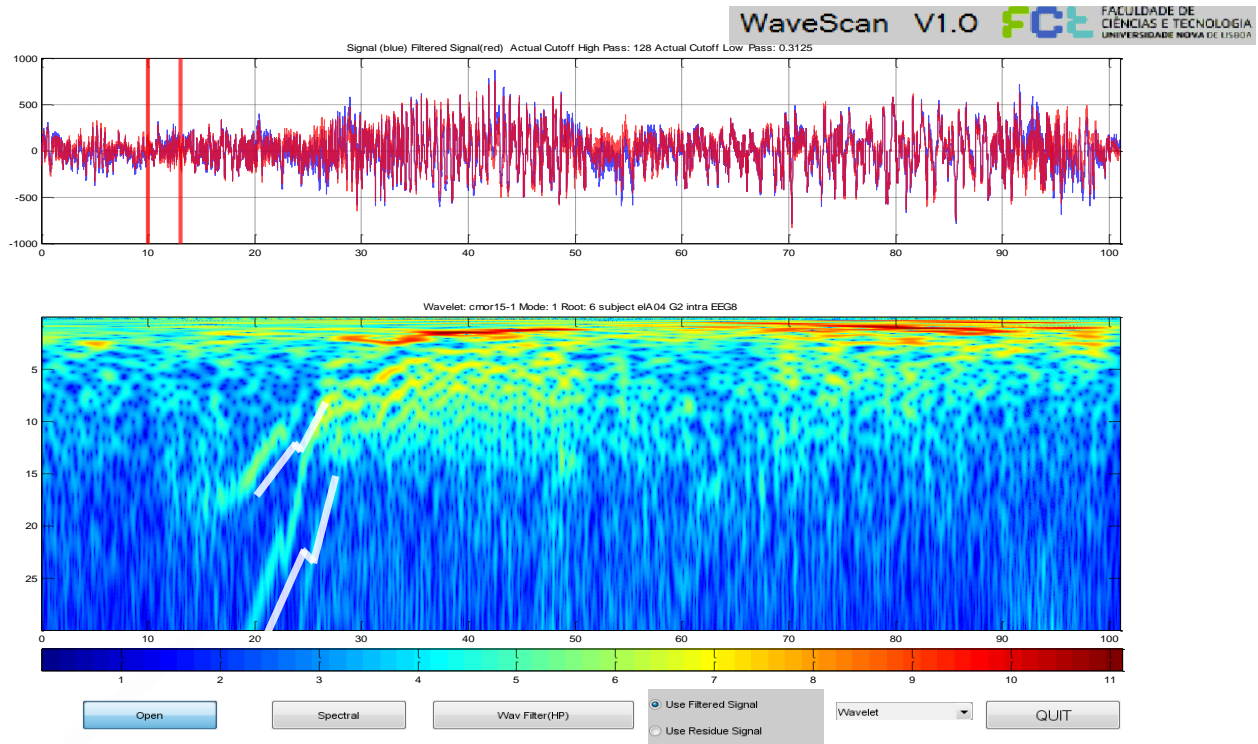


Figura 8.6: EEG8_INTRA, elA04_g2, "detalhe". high pass: 128, low pass: 0,3125.

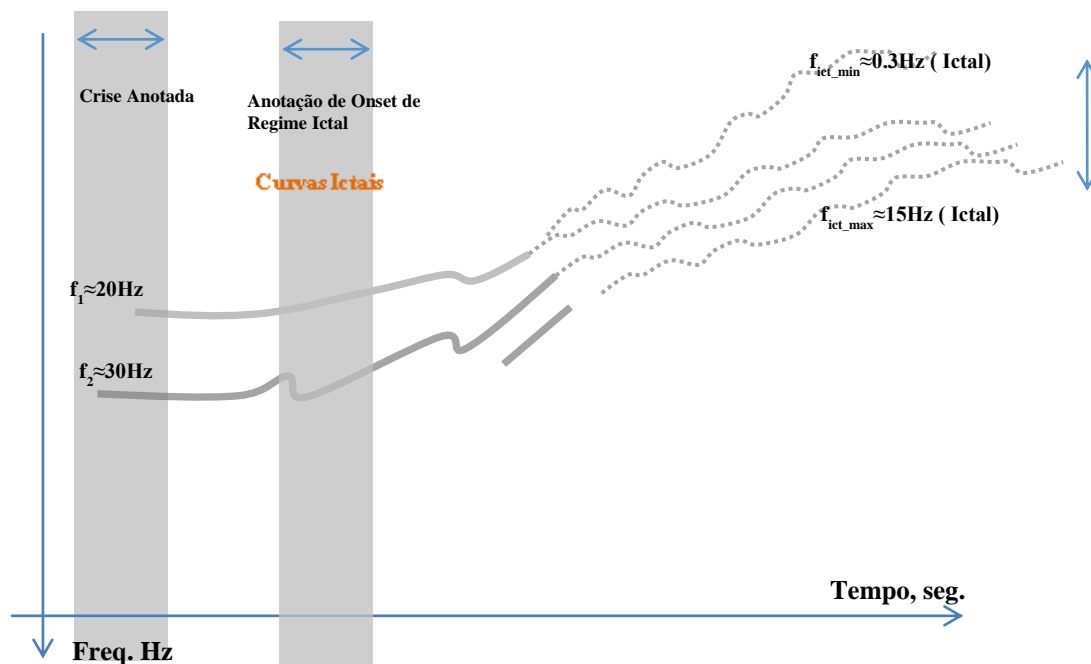


Figura 8.6.I Intra: As curvas ictais (quebradas).

Estas curvas ictais coincidem com o onset da crise mas começam numa gama de frequência alfa/beta, tal como no caso scalp. Múltiplas harmónicas das componentes ictais (tracejado) morfológicamente idênticas, mas deslocadas na frequência.

Verificamos que os ritmos intracranianos são reproduzíveis nos ritmos scalp. Ou seja as curvas ictais da Fig. 8.1.I.C estão correlacionados com os ritmos correspondentes da Fig. 8.6.I. Relativamente à figura 8.6.I destacam-se as duas componentes que se iniciam na banda alfa/beta mas vêm a sua frequência diminuir progressivamente até níveis ictais, num conjunto de sub-harmónico.

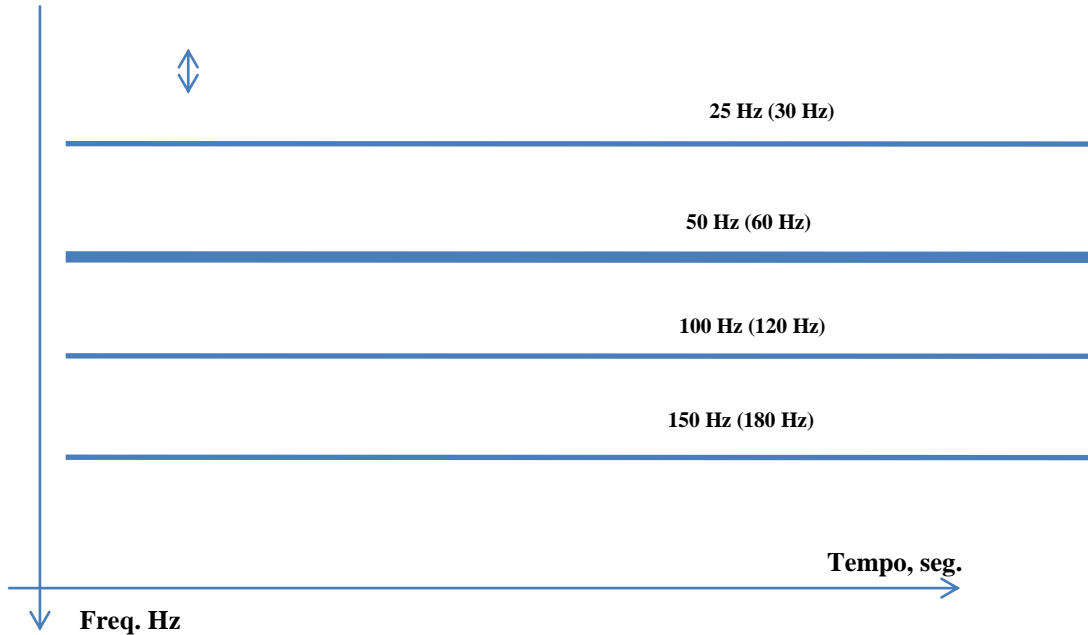


Figura 8.7: Interferência da rede de alimentação Europa (USA), no plano tempo-frequência.

A figura 8.7 mostra a assinatura espectral típica da interferência da rede na Europa e USA. São componentes facilmente identificáveis, por serem consistentes em todo o tempo.

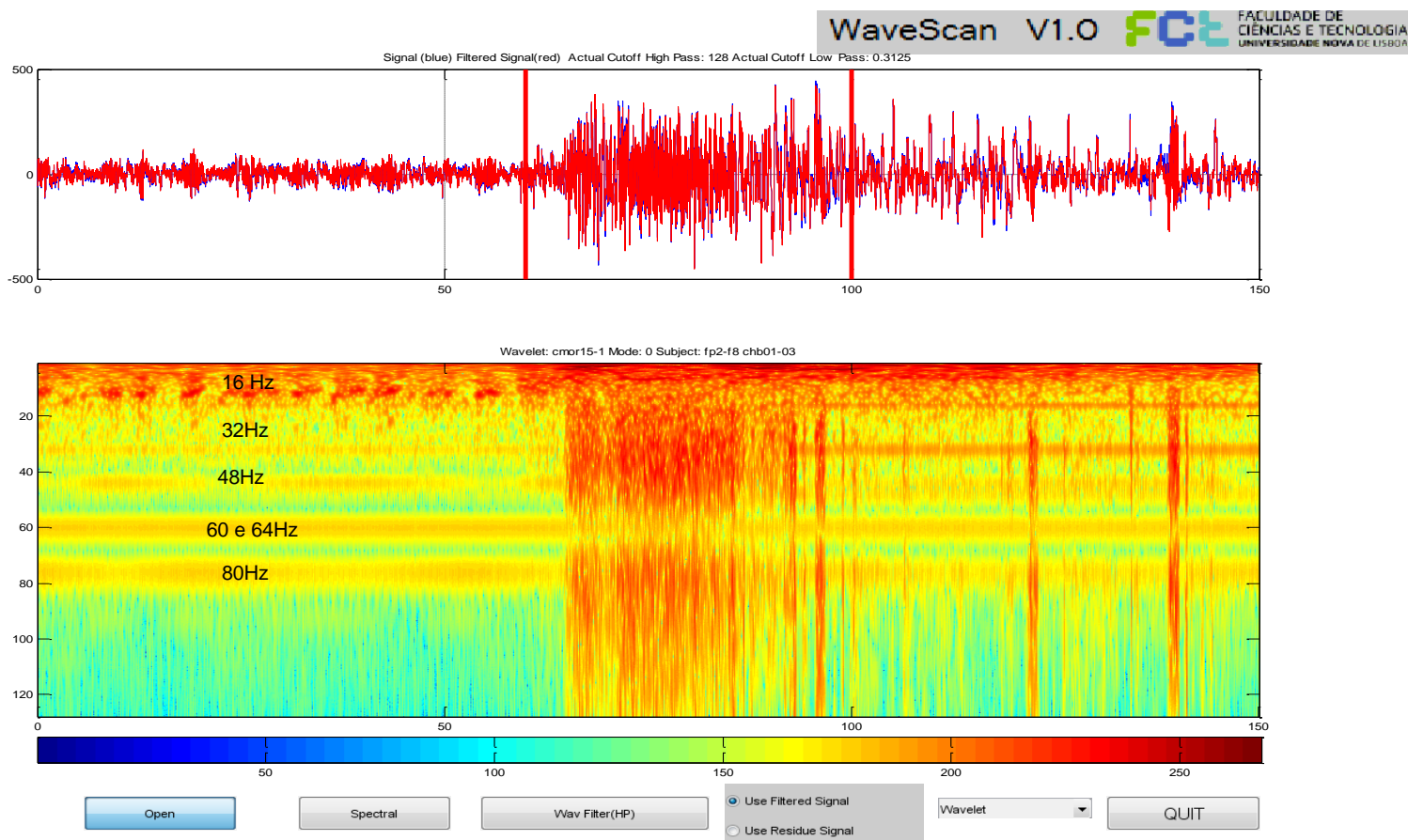


Figura 8.8: Chb01_02, sem crise. Interferência do conversor A/D sigma delta.

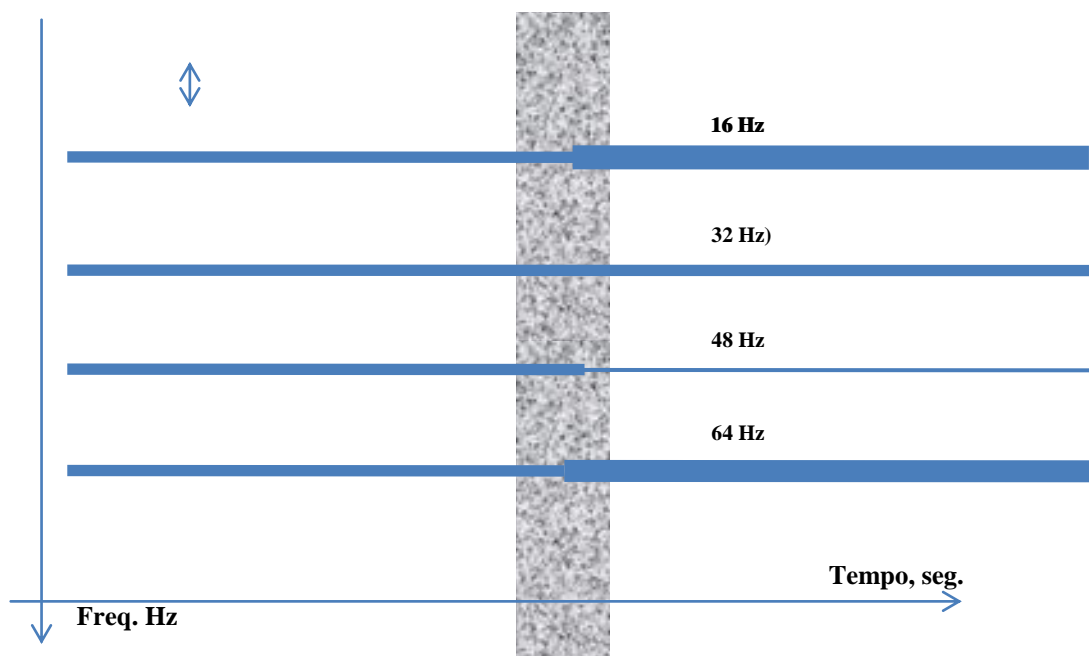


Figura 8.8.I: Interferência do conversor A/D sigma delta para uma frequência de amostragem de 256 Hz.

Em presença de uma componente de alta frequência que cruza com as anteriores. As diferenças de energia dos tons (espessura dos traços) após cruzamentos reflectem o comportamento dinâmico dos conversores sigma-delta.

A base de dados **CHB** revelou-se bastante contaminada com componentes que persistem em todo o tempo (Figura 8.8.I) e que por terem valores múltiplos da frequência de amostragem (256 Hz) são facilmente identificáveis como componentes espúrios introduzidas pelo sistema de aquisição sigma-delta. Outra característica a realçar nesta figura é o facto de as amplitudes destes tons espúrios variarem após terem ocorrido componentes cuja banda se cruza com estes tons (banda a cinzento), um comportamento algo aleatório que parece ter a ver com a dinâmica de funcionamento de um conversor sigma-delta. Pode-se especular que a ordem deste conversor, em particular, deverá ser baixa.

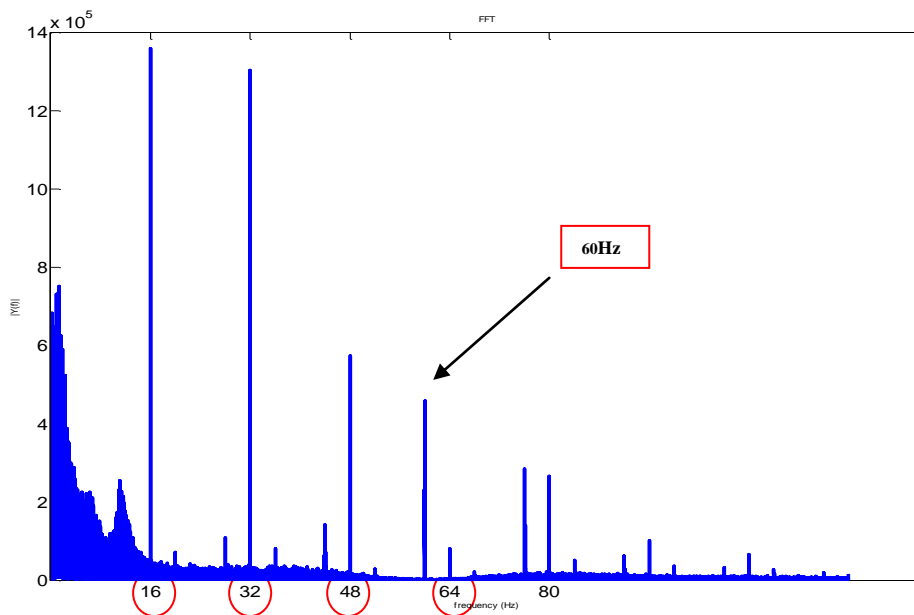


Figura 8.8.II: Tons de interferência sigma/delta para frequências de amostragem de 256 Hz, e anomalia no filtro *notch* 60 Hz.

A figura 8.8.II revela o espectro de um EEG da base de dados CHB onde se destacam os tons muito marcados nas frequências múltiplas de 256Hz. Mais ainda, pode-se verificar-se que apesar de ser clara a acção de um filtro *notch* 60Hz, existe um tom muito marcado nessa frequência, indício de grave anomalia na aquisição. Todavia, sendo que estas componentes estão bem identificadas no plano tempo-frequência, a sua presença não compromete uma análise visual do plano, o mesmo não poderá ser dito do efeito numa análise automática.

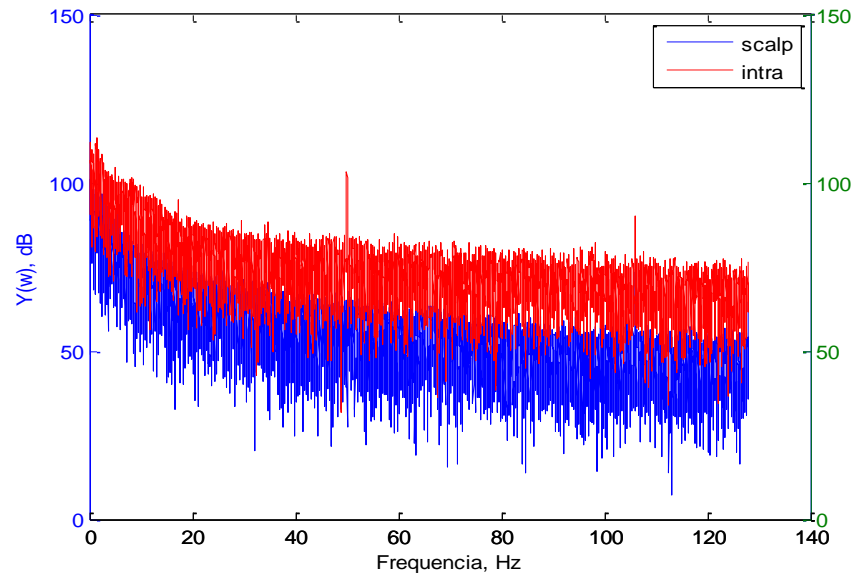


Figura 8.9: Espectro para Scalp e Intra: o sinal intra está cerca de 20 dB acima do scalp

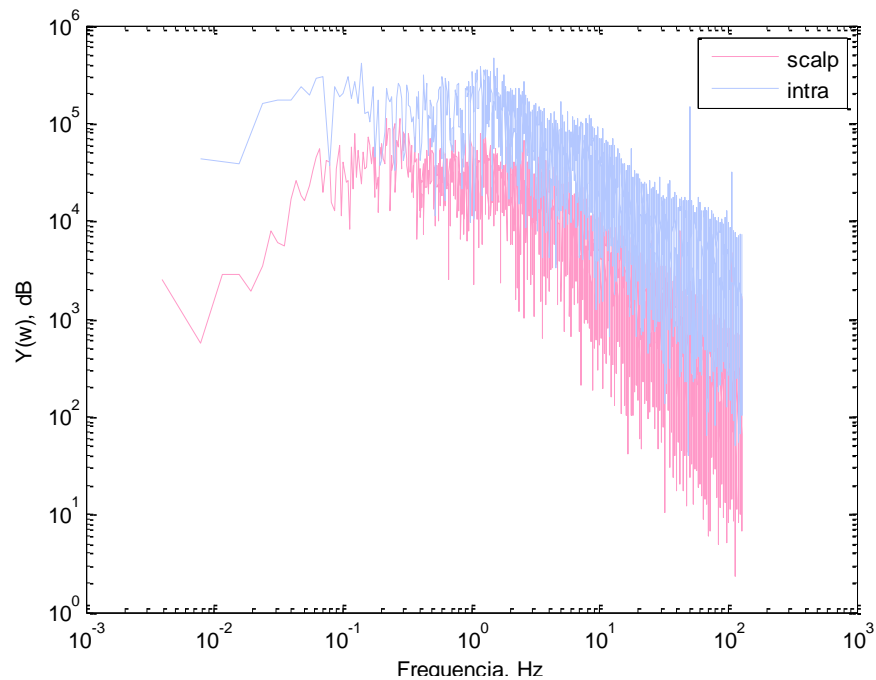


Figura 8.10: Espectro para Scalp e Intra em formato Log-Log: o sinal intra está cerca de 20 dB acima do scalp, mas mais coerente no declive de alta-frequência.

A figura 8.9 e 8.10 representa os espectros médios dos EEG escalpe e intracraniano para o mesmo paciente: De notar a elevada componente 50 Hz no segundo. O espectro intracraniano encontra-se cerca de 20 dB acima do escalpe. De notar que o declive do gráfico “intra” apresenta declive inferior ao caso “scalp” donde se deduz que o ultimo é uma versão passa-baixo do primeiro.

CAPÍTULO 9

9.1 - CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS FINAIS

Neste capítulo, vamos complementar a análise efectuada aos resultados que obtivemos ao longo do capítulo anterior.

Este projecto foi pioneiro nesta área, ou seja, a nível de wavelets e bandas de alta frequência, ainda está muito pouco desenvolvido, e este trabalho teve como objectivo o estudo do comportamento geral das crises epiléticas, para se poder dar continuidade à detecção automática da epilepsia.

Foi então possível identificar no plano tempo-frequência, usando Wavelets, as componentes espectrais presentes antes e depois de crises epiléticas assinaladas (Jeffrey et al., 2005), este trabalho insere-se assim numa área de investigação recente: fbEEG⁹ (Andrew et al., 2007).

Os resultados obtidos são introdutórios, mas replicam os já existentes (Ayako et al., 2005).

As características tempo-frequência que se observam nos iEEG são também observadas nos EEG (escalpe) dado que a análise com wavelets tem a particularidade de realçar as características não estacionárias do sinal, portanto poderemos concluir que se trata de um método de alta resolução espectral. A esse respeito, este método afigura-se muito promissor. É claro que o facto de o EEG não ser muito representativo da actividade profunda cerebral é uma limitação que deverá ser equacionada e estudada.

É necessária uma avaliação e identificação electro-fisiológica das diversas componentes assinaladas no plano tempo-frequência, nomeadamente as curvas ictais e as componentes alfa/beta que parecem ter um papel muito importante na génese das crises. Torna-se claro a necessidade de realizar um estudo da representação, no plano tempo-frequência da variação normal do ritmo alfa/beta, para pessoas normais, executando várias tarefas protocoladas, o que não foi feito aqui por falta de tempo.

Apesar de se ter demonstrado que, mesmo sinais afectados por artefactos de aquisição, como é o caso da base de dados CHB, podem ser usados na nossa metodologia de análise, é uma preocupação que esta base de dados (das poucas disponíveis online) padeça de tais problemas. Será trabalho futuro constituir parcerias para obtenção de dados anotados e fidedignos, tais como os do paciente deste estudo, do Hospital Júlio de Matos.

fbEEG⁹- full-band EEG (banda completa do EEG)

9.II – PERSPECTIVAS DE TRABALHOS FUTUROS

Os resultados obtidos neste trabalho são a preparação para a detecção automática das crises epiléticas usando as componentes espectrais do EEG.

O estudo das componentes HFO do EEG são uma área que parece estar a receber um interesse crescente da comunidade científica, num esforço para a detecção antecipada das crises epiléticas. No entanto, parece-nos que uma compreensão electro-fisiológica mais abrangente das diversas componentes que se revelam no plano tempo-frequência, é necessária, e ainda está pouco documentada.

O plano tempo-frequência, quer usando wavelets (nosso caso), quer usando outras transformadas, parece ser o instrumento ideal para identificação das componentes do sinal que poderão ter um papel importante na detecção e caracterização da epilepsia.

No que diz respeito ao plano tempo-frequência deverão ser exploradas outras representações, nomeadamente transformações bi-lineares, como as diversas variantes da transformada de *Wigner-Ville*.

BIBLIOGRAFIA

Abrahams, P. (2003). Atlas do corpo Humano – Um Guia Completo do Funcionamento do Corpo. Lisboa: Editorial Estampo, Lda.

Almeida, Rosalvo. A utilidade do EEG. Revista Portuguesa de Clínica Geral, 21, 2005.

Burnie, D. (1996). Dicionário Escolar do Corpo Humano. Círculo de Leitores.

Bronzino, Joseph D. (2005). Biomedical Engineering and Instrumentation: Basic Concepts and application. British Library.

Da Silva, Fernando Lopes (2005). Electroencephalography, 5th Edition. Lippincott Williams e Wilkins.

Hopkins, Johns. Digital EEG Atlas, Johns Hopkins University Press, 2006.

Osório, I., Zaveri P. H., Frei, G.M., Arthurs S. (2011). Epilepsy. The Intersection of Neurosciense, Biology, Mathematics, Engineering, and Physic. CRC Press Taylor e Francis Group

Lachaux, J. h., Rudrauf, D., Kahane,P.(2003). Intracranial EEG and humam brain mapping. Masson S.A.S.

Parreira, Fábio José (2006). Detecção de crises epilépticas a partir de sinais electroencefalográficos. Dissertação de doutoramento em Ciências apresentada na Universidade Federal de Ubelândia.

Greg A. Worrell, Landi Parish, Stephen D. Cranstoun, Rachel Jonas, Gordon Baltuch and Brain Litt (2004). High-frequency oscillations and seizure generation in neocortical epilepsy. Downloaded from brain.oxfordjournals.org

Andrew B. Gardner, Greg A. Worrell, Eric Marsh, Brian Litt. Human and automated detection of high-frequency oscillations in clinical intracranial EEG recordings. Clinical Neurophysiologist, Vol 118 (2007).

Chung J.M, Tsucgiya N, Maoz U, Tudusciuc O, Mamelak AN. Which Frequency Comes First in Intracranial EEG IEEG Onset: High or Low?. Epilepsia, vol 52, Suppl.6, 2011.

Jeffrey D. Jirsch, Francois Dubeau, Elena Urrestarazu, Pierre LeVan, and Jean Gotman. High Frequency Activity (100 to 500Hz) in areas of ictal onset and propagation in patoents with focal seizures. Epilepsia, Vol.46, Suppl.8, 2005.

Ayako Ochi, Hiroshi Otsubo, Ryoichi Iwata, Takanori Funaki, Tomoyuki Akiyama, Rohit Sharma, Shelly K. Weiss, Elizabeth Donner, Irene Elliott, James T. Rutka. Characterizing ictal high frequency oscillations in children with intracranial neocortical epilepsy. Epilepsia, Vol. 46, Supp. 8, 2005.

Ayako Ochi, Hiroshi Otsubo, Ryoichi Iwata, Takanori Funaki, Tomoyuki Akiyama, Rohit Sharma, Shelly K. Weiss, Elizabeth Donner, Irene Elliott, James T. Rutka. Ictal Patterns of High-Frequency Oscillations on intracranial EEG reflecting seizures semiology in children with intractable localization related epilepsy. Epilepsia, Vol 48, Supp.6, 2007.

Chiras D, *Human biology*, 6ª edição, Jones & Barlett Publishers, Estados Unidos da América, 2008, pp. 103, 189-204

Benoit Crepon, V. Navarro, C. Adam, M.Baulac, M. Le Van Quyen. Interictal high frequency oscillations (>200Hz) recorded with intracranial depth macroelectrodes: a marker of mesial temporal lobe epilepsy. Epilepsia, Vol.48, Supp.6, 2007.

Yacuban,E.,&garzon,E.(2003). Semiologia das crises epilepticas. São Paulo:Lemos Editorial

Baillet, S. Mosher, J. C., & Leahy, R. M. (2001). Electromagnetic Brain Mapping. IEEE Signal Processing Magazine

Houman Khosravani, Robert Pinnegar, Ross Mitchell, Paolo Federico. A multiresolution transform for the analysis of time-frequency changes in normal and epileptic EEG. Epilepsia, Vol. 46, Suppl.8, 2005

Sörnmo L, Laguna P, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, Elsevier Academic Press, Estados Unidos da América, 2005, pp. 10-55

Ortigueira, M; "Processamento Digital de Sinais", Edição da Fundação Gulbenkian, 2005

Santo, A. E. & Gaspar, P.D. (2002). Apontamentos de Introdução ao MATLAB

Shoeb, A.H. (2009), Application of Machine Learning to Epileptic Seizure Onset Detection and Treatment. Requirement for the degree of Doctor of Philosophy in Electrical and Medicinal Engineering

Tatum, W., O, IV, DO, Handbook of EEG interpretation. Library of Congress in Publication Data (2008).

Coito, Fernando. "Teoria dos Sinais." 2005

Misiti, M. *Wavelet Toolbox 4 User's Guide*. 2009

www.ilae-epilepsy.org/visitors/centre/ctf/gloss_frame.html

<http://sccn.ucsd.edu/eeglab>

www.micromed.eu

www.eeg-persyst.com

À descoberta da Vida – www.friedreichmquestao.blogspot.com

www.biomedidas.com.br

Anexo A

Apresentação das representações tempo-frequência reais que estiveram na origem dos modelos apresentados no capítulo 8

Software usado: WaveScan versão 2 (manteve-se por lapso o logo WaveScan versão 1)

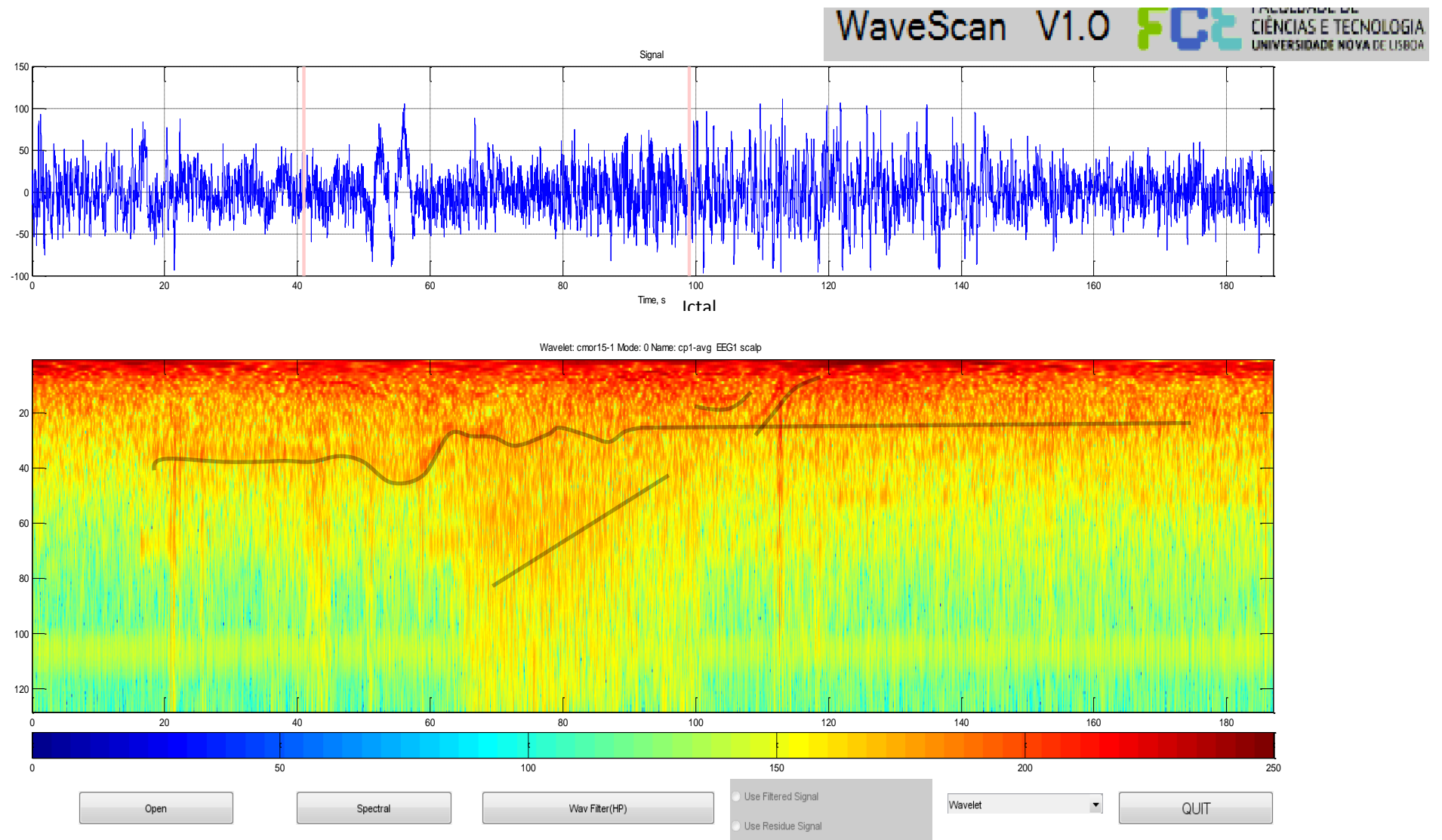


Figura a.1 – EEG1_Scalp CP1-avg. Cmor15-1

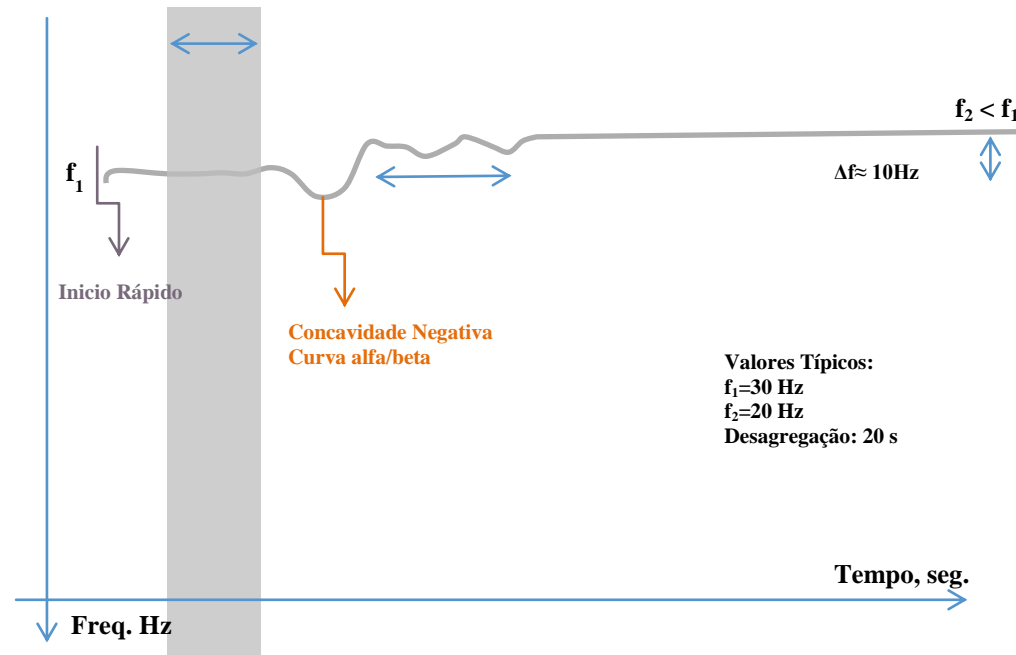


Figura a.1 (a)

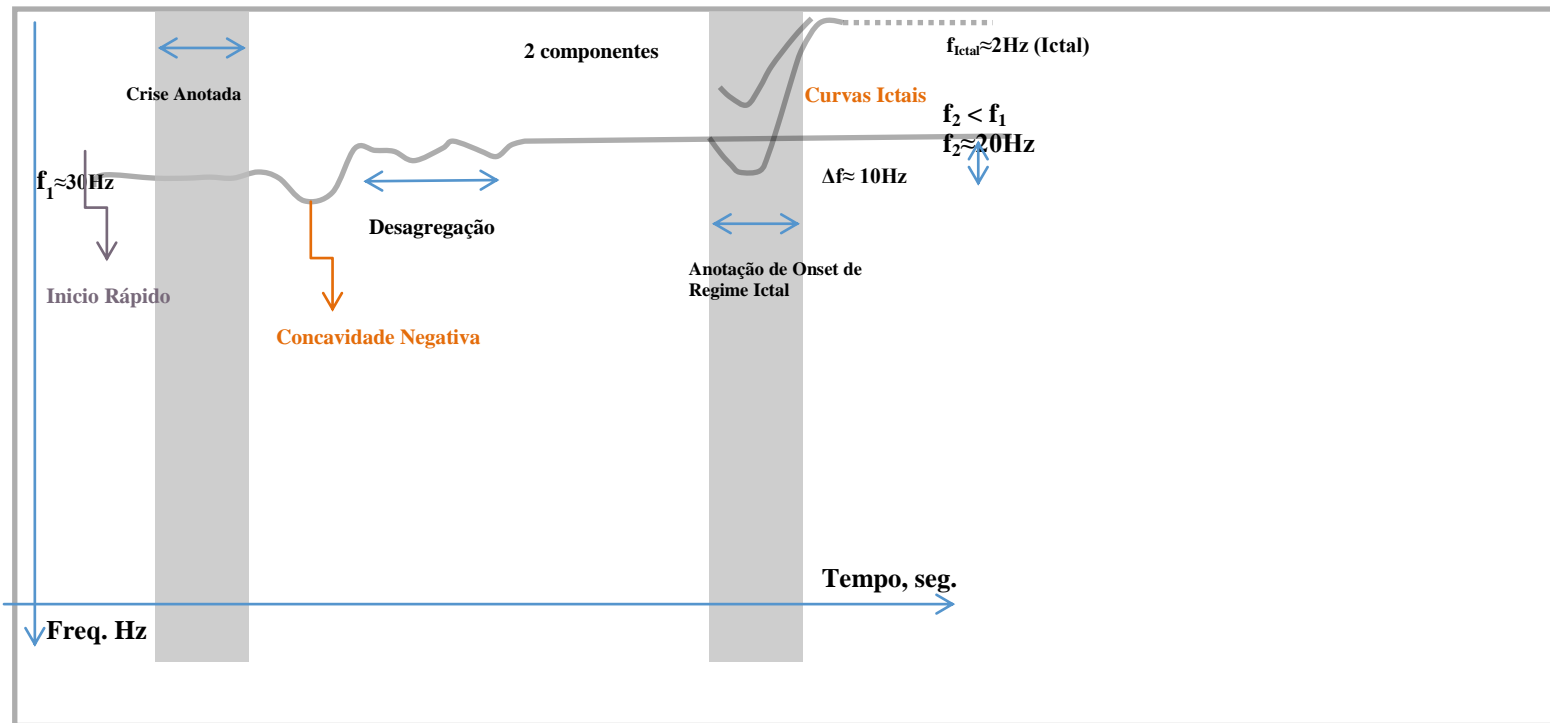


Figura a.2 (a)

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

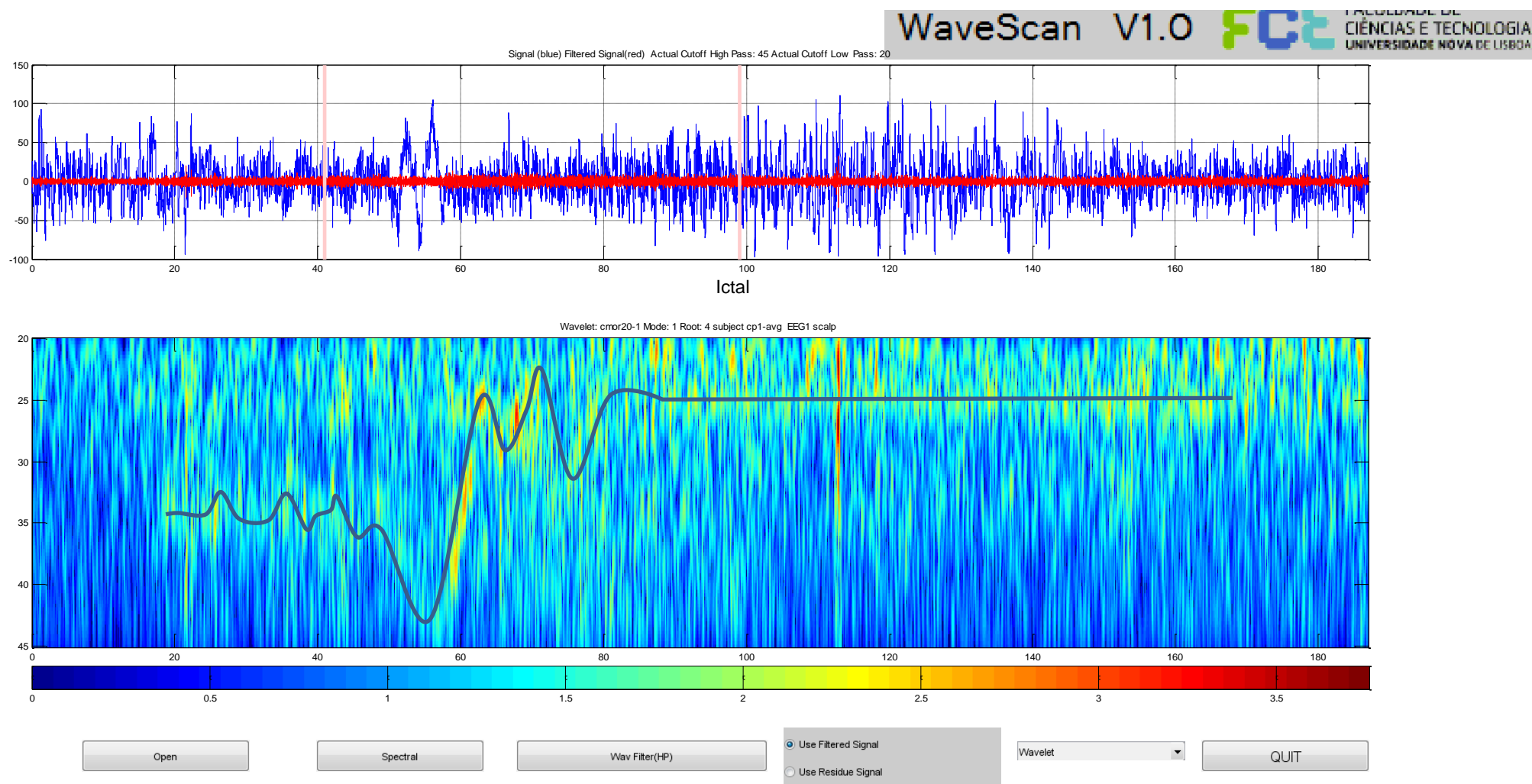


Figura a.2 – EEG1_Scalp CP1-avg. Cmor20-1. 1º “detalhe” high-pass 45 low pass 20

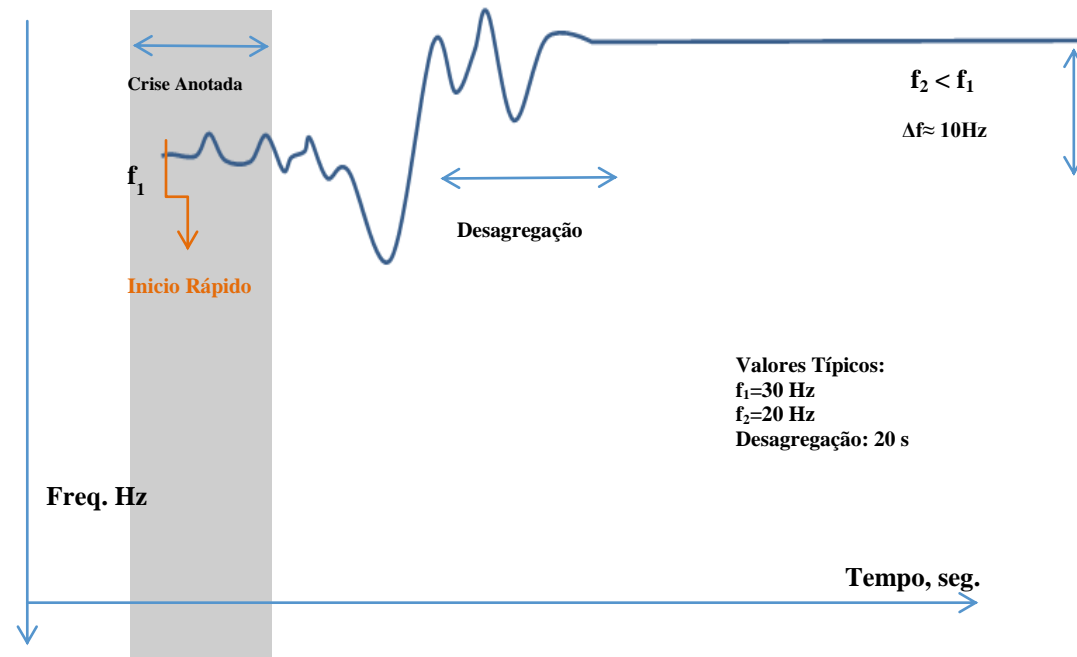


Figura a.2 (a)

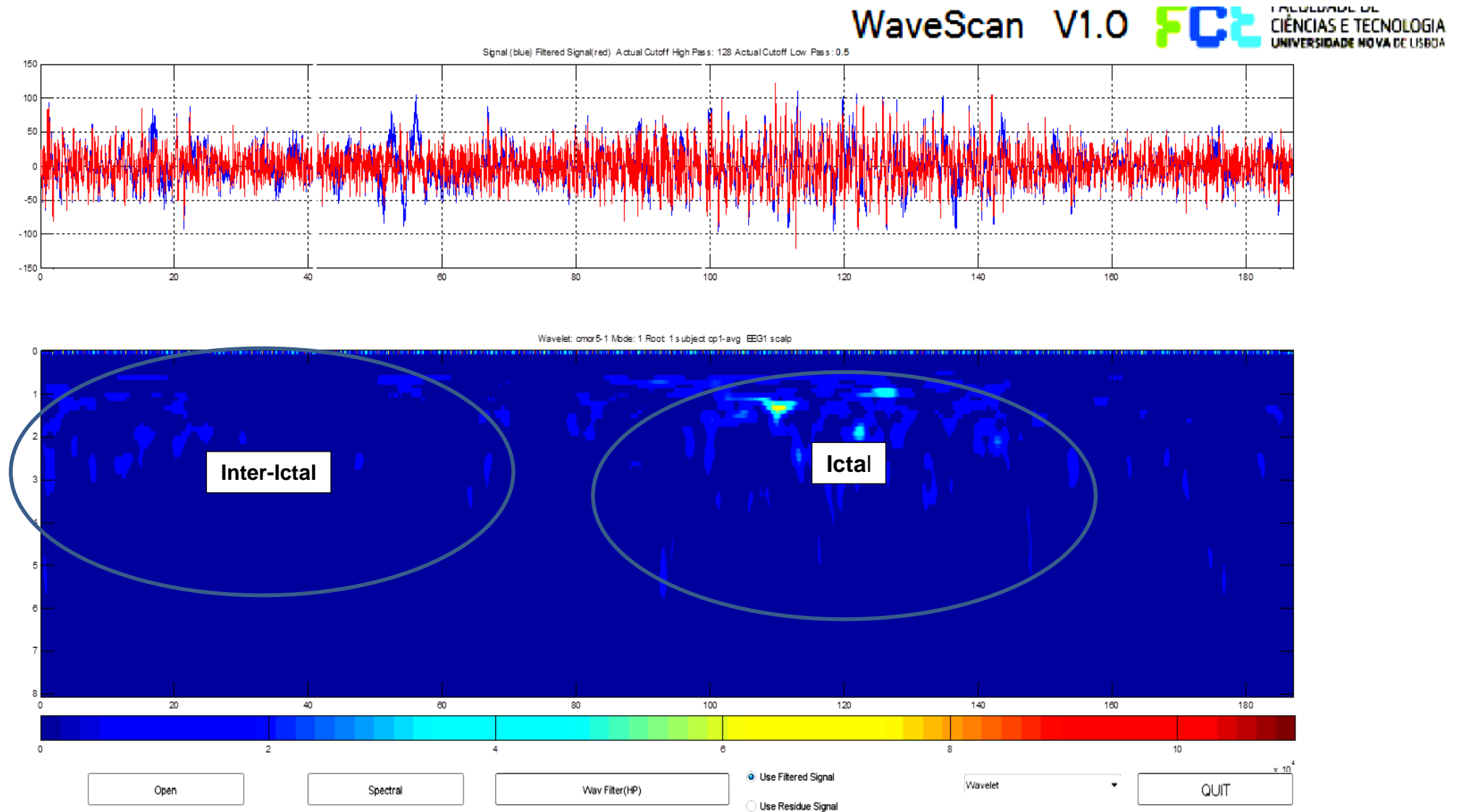


Figura a.3 – EEG1_Scalp CP1-avg Cmor5-1, "detalhe" high-pass 45 low pass 0.5. Ver texto

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

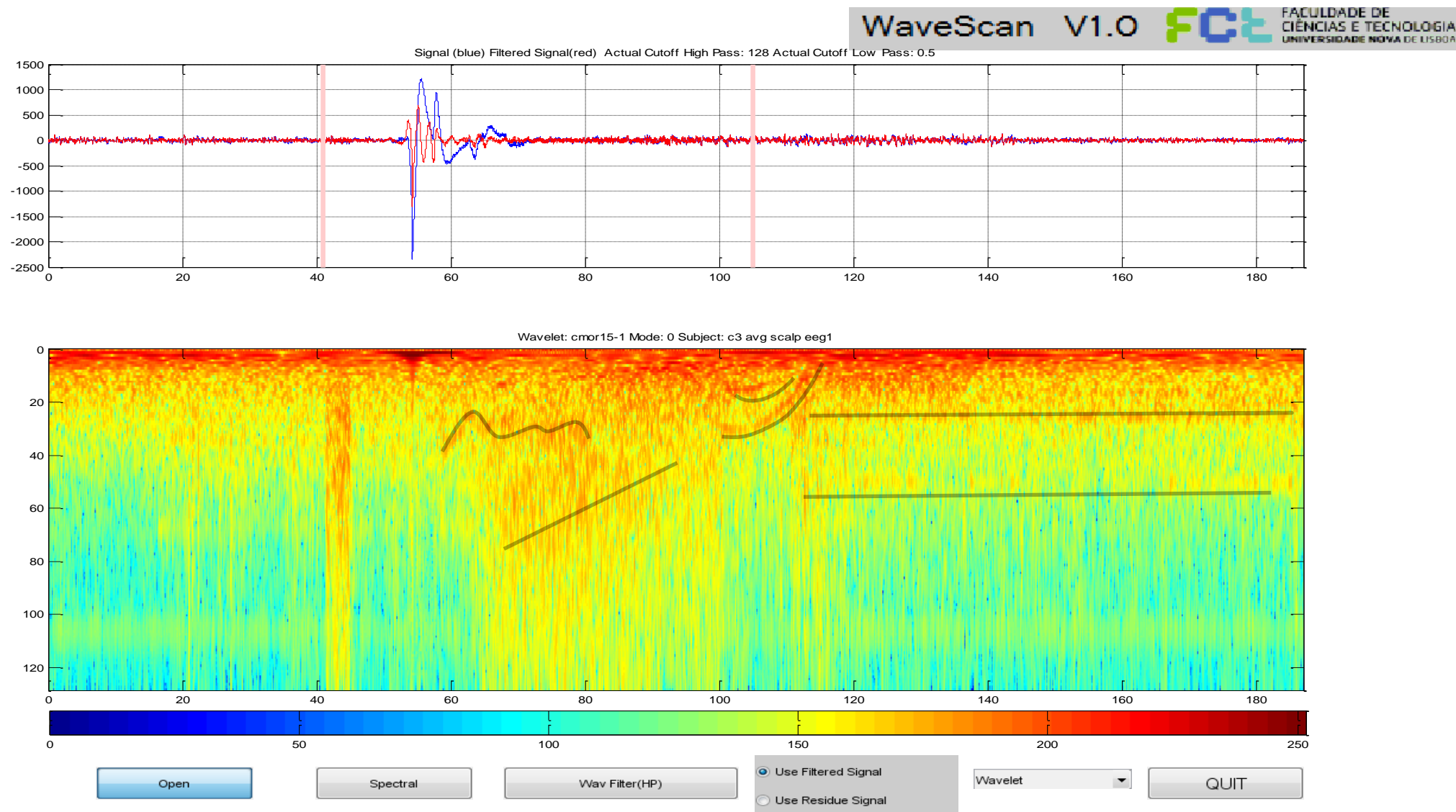


Figura a.4 – EEG1_Scalp C3-avg Cmor15-1, high-pass 128 low pass 0.5. Ver texto

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

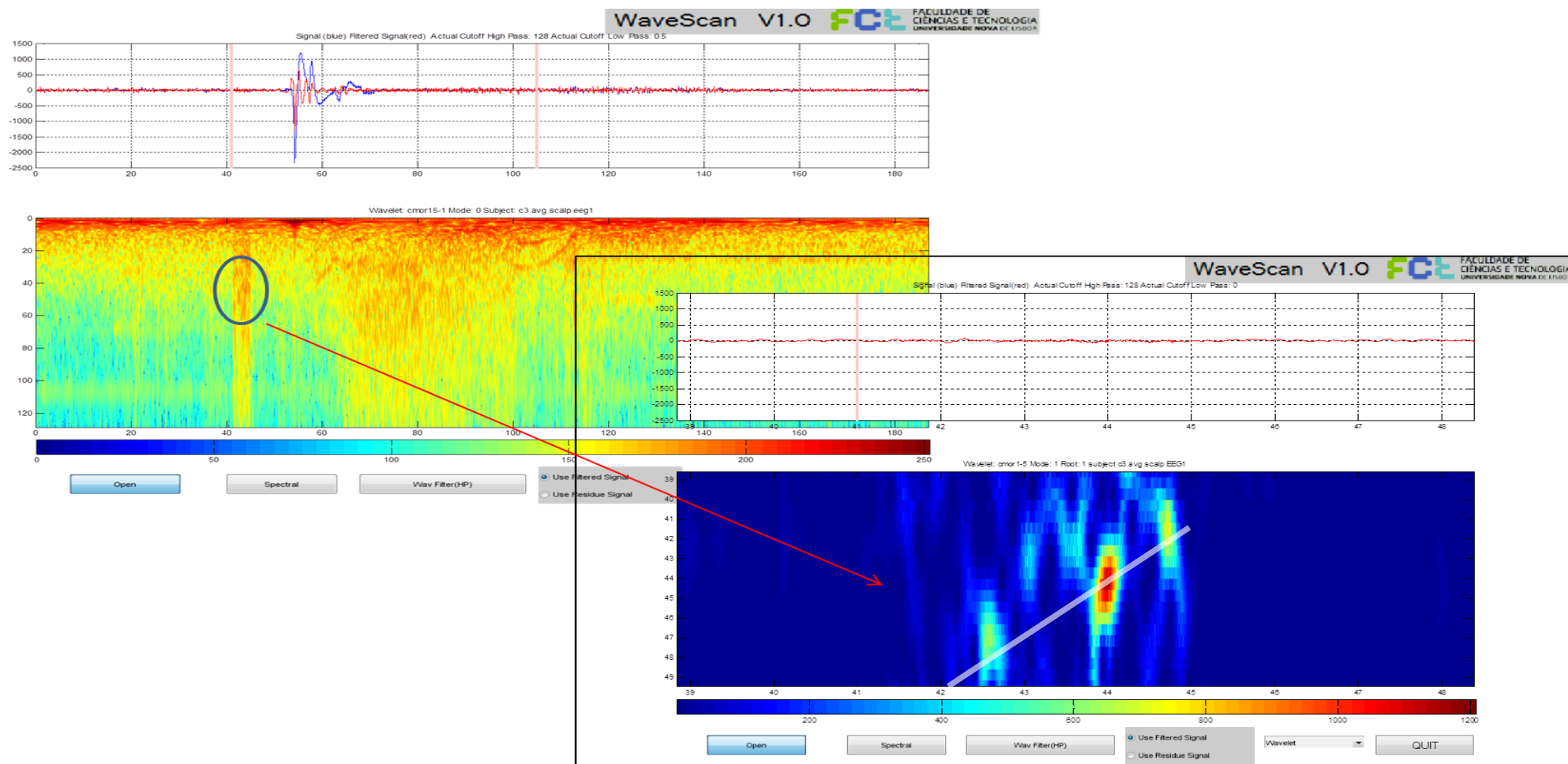


Figura a.5 – EEG1_Scalp C3-avg Cmor15-1, "detalhe" high-pass 128 low pass 0.5 e 0 respectivamente

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

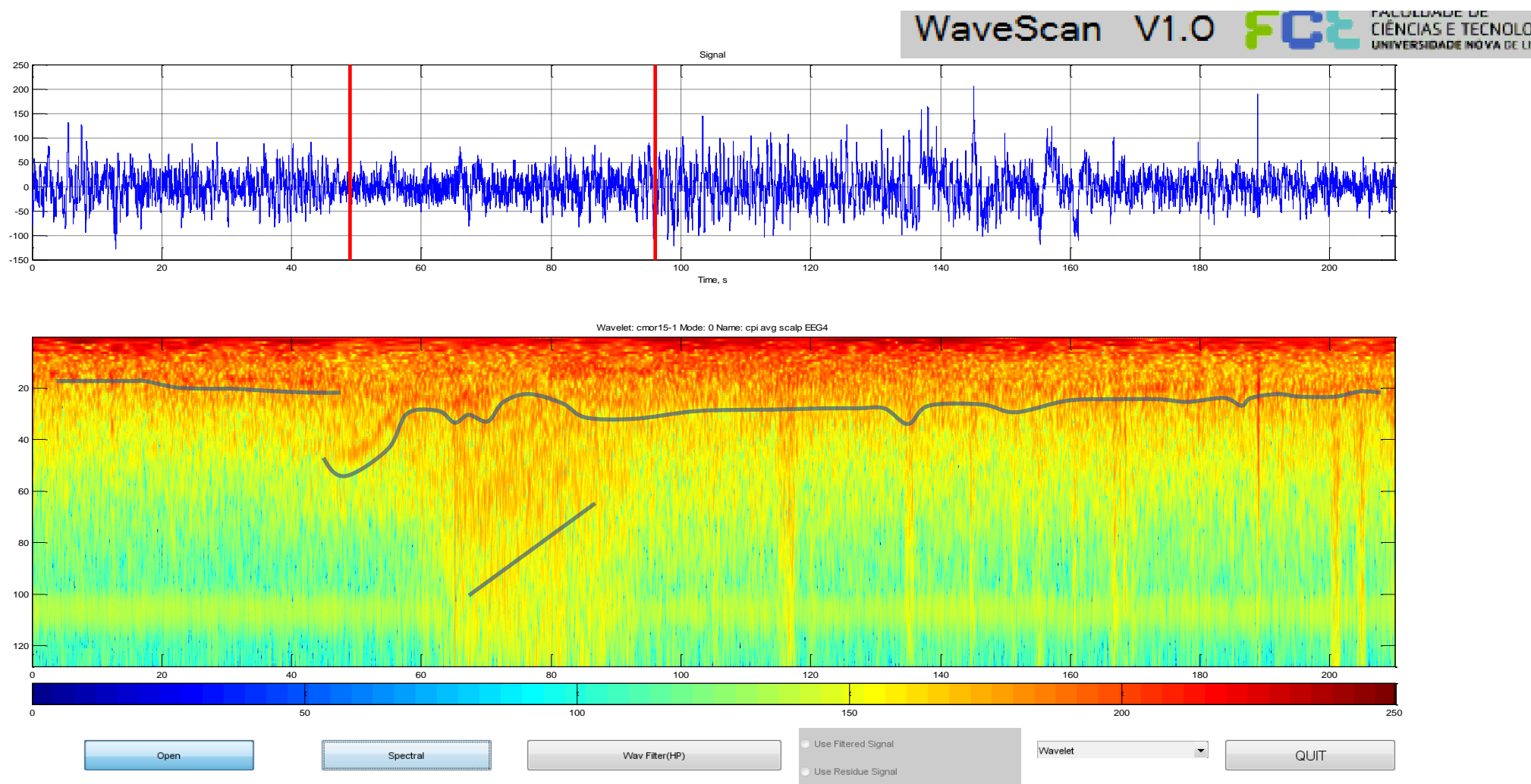


Figura a. 6 - EEG4_ScalpCP1-avg Cmor15-1.

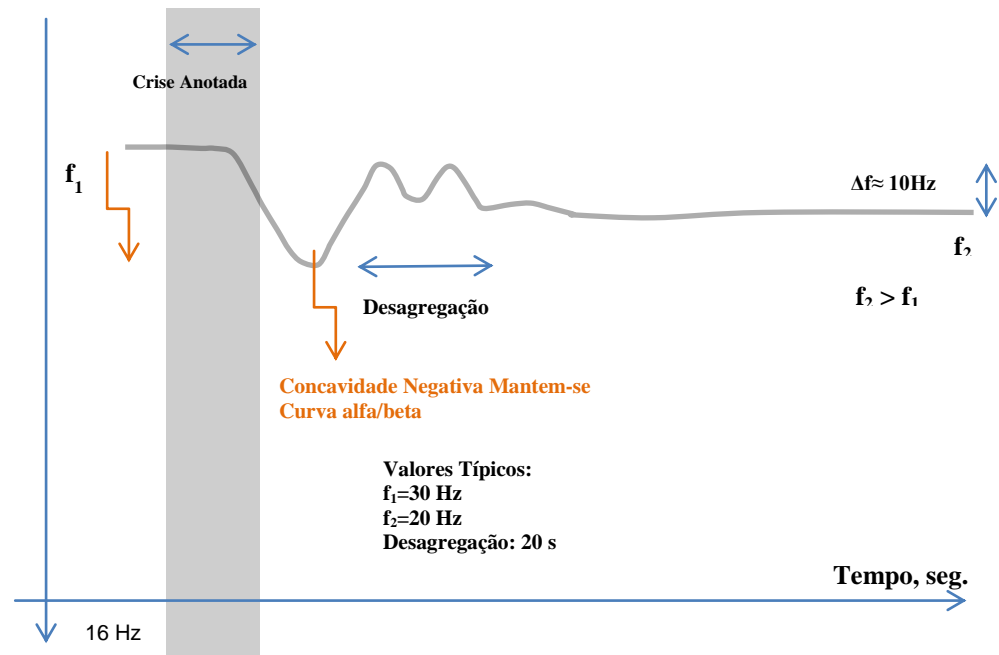


Figura a.6 (a)

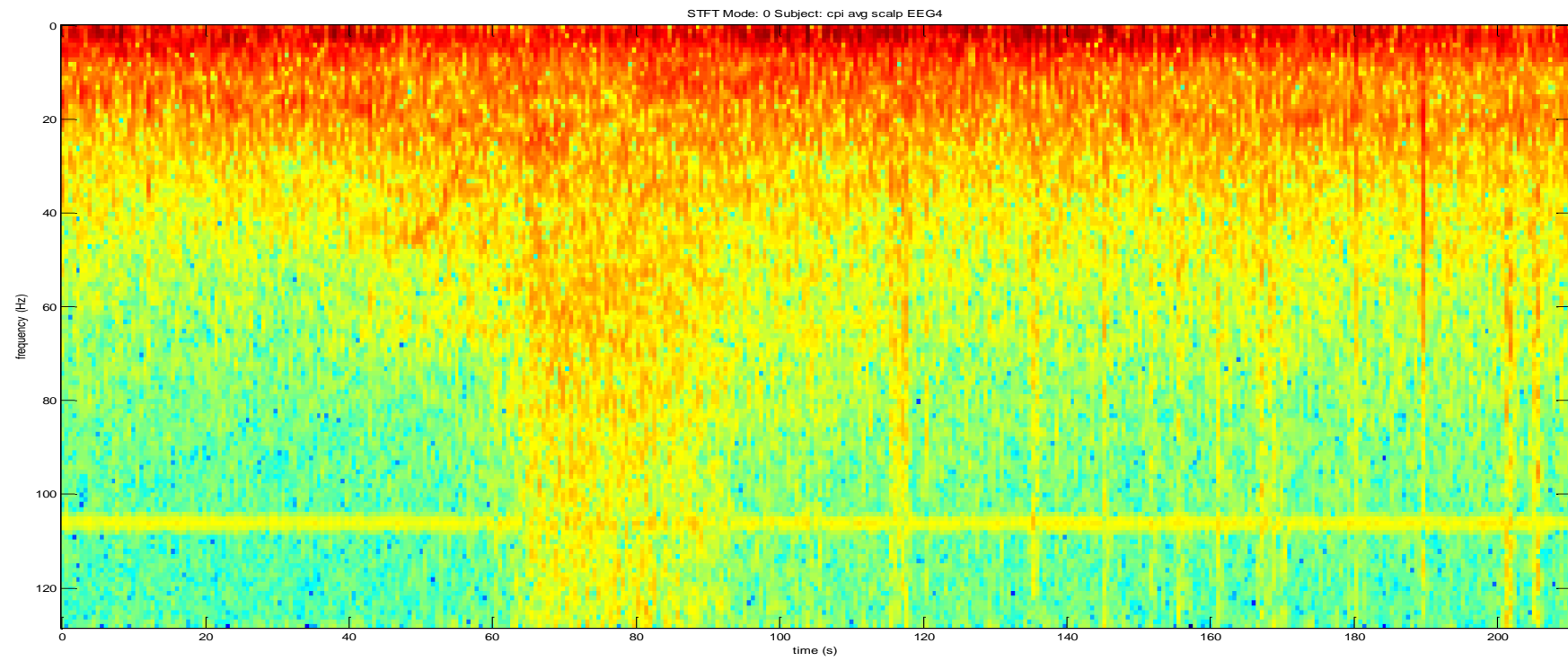


Figura a.7 – EEG4_Scalp CP1-avg. STFT. Resolução inferior.

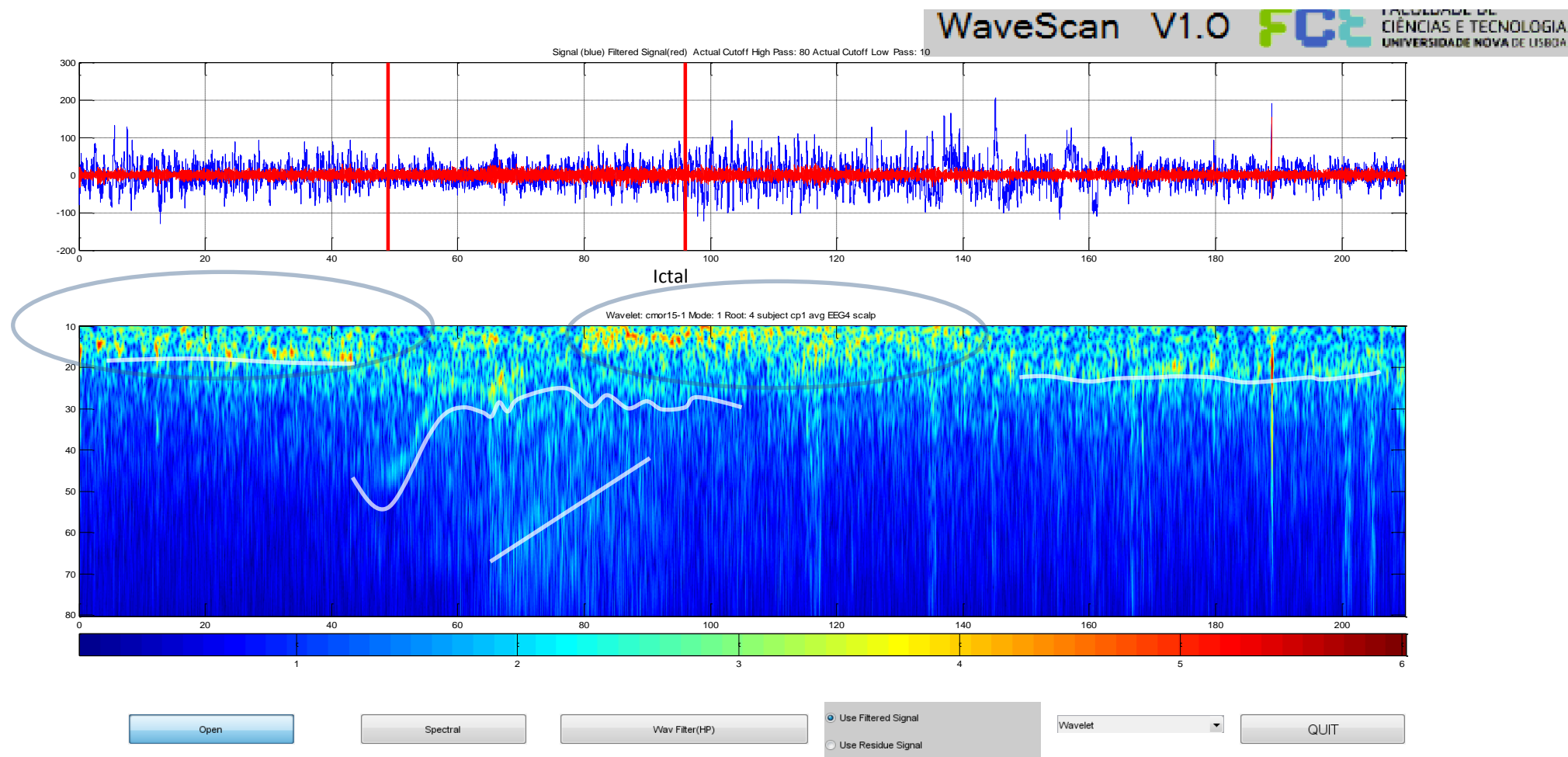


Figura a.8 – EEG4_Scalp CP1-avg. Wavelet cmor15-1. high pass 80 low pass 10. Ver texto

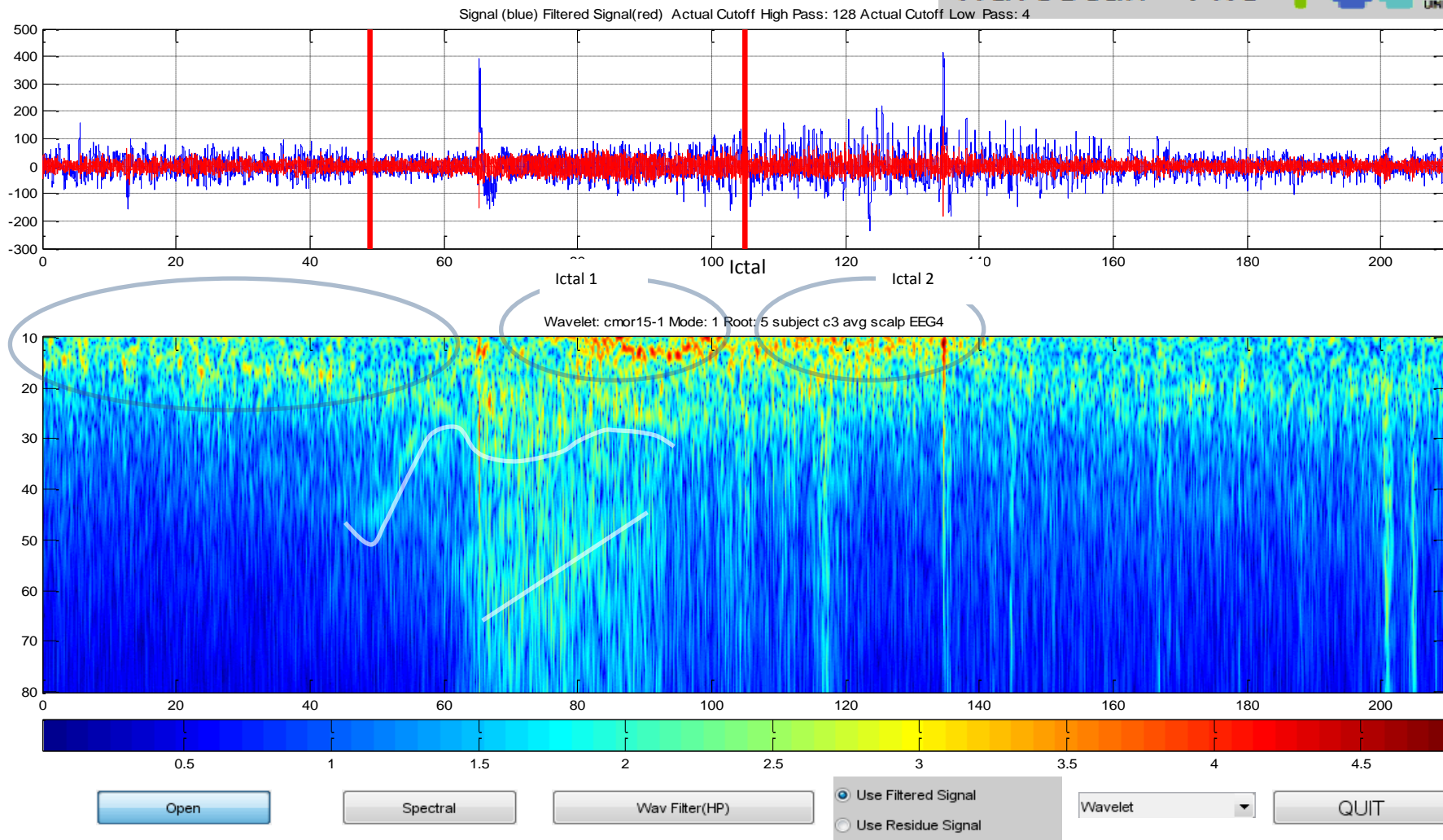


Figura a.9 – EEG4_Scalp C3-avg. Wavelet cmor15-1, high pass 128 low pass

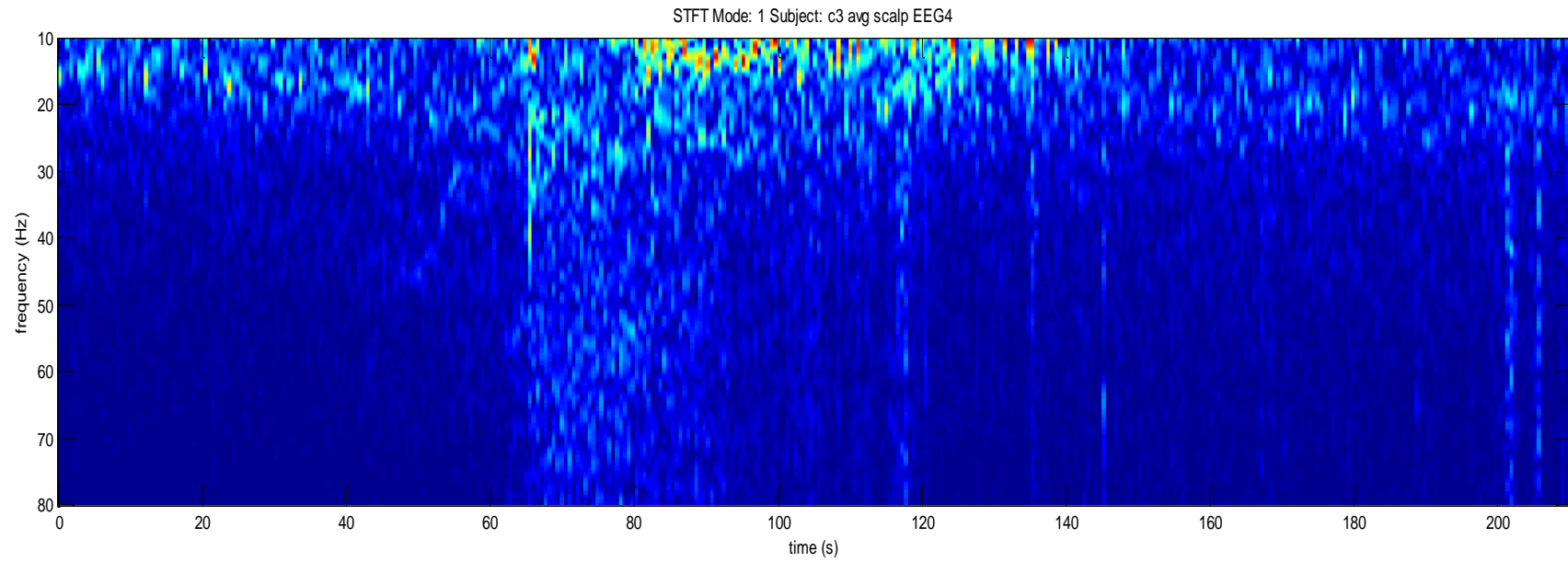


Figura a.10 – EEG4_Scalp C3-avg. STFT

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

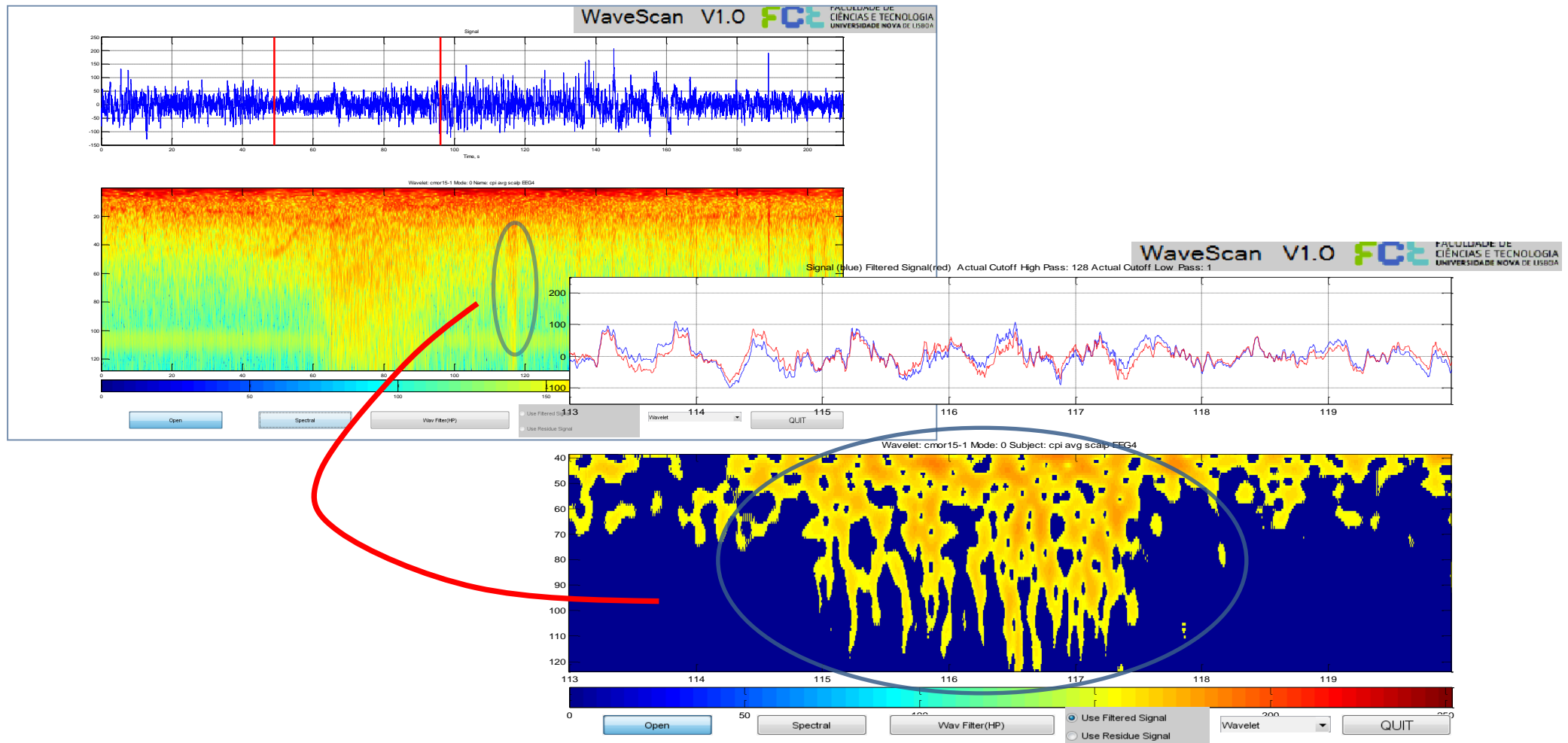


Figura a.11 – EEG4_Scalp CP1-avg. Wavelet cmor15-1, high pass 128 low pass 1 Hz

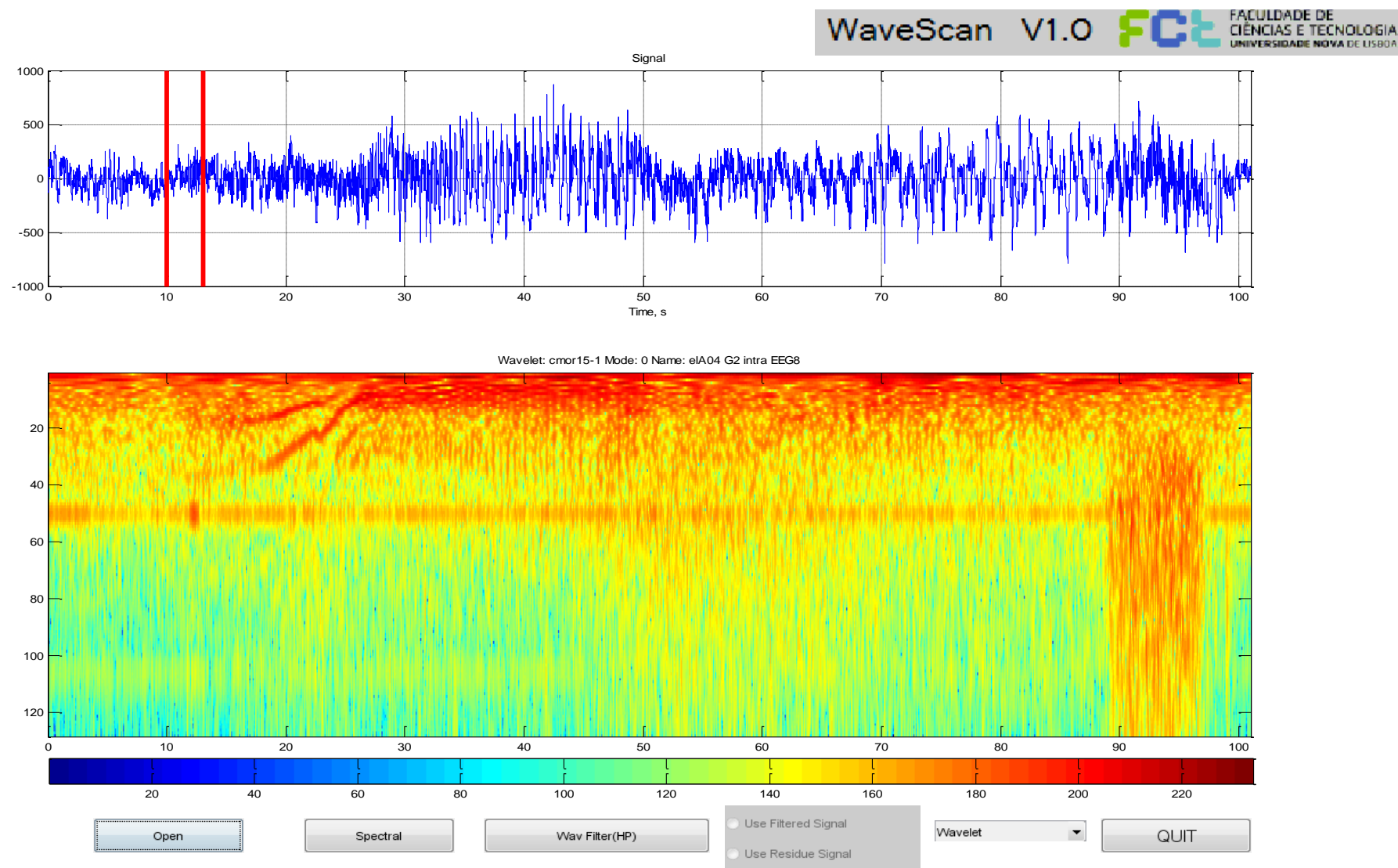


Figura a.12 – EEG8_Intra eIA04-g2 Cmor15-1. Ver texto

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

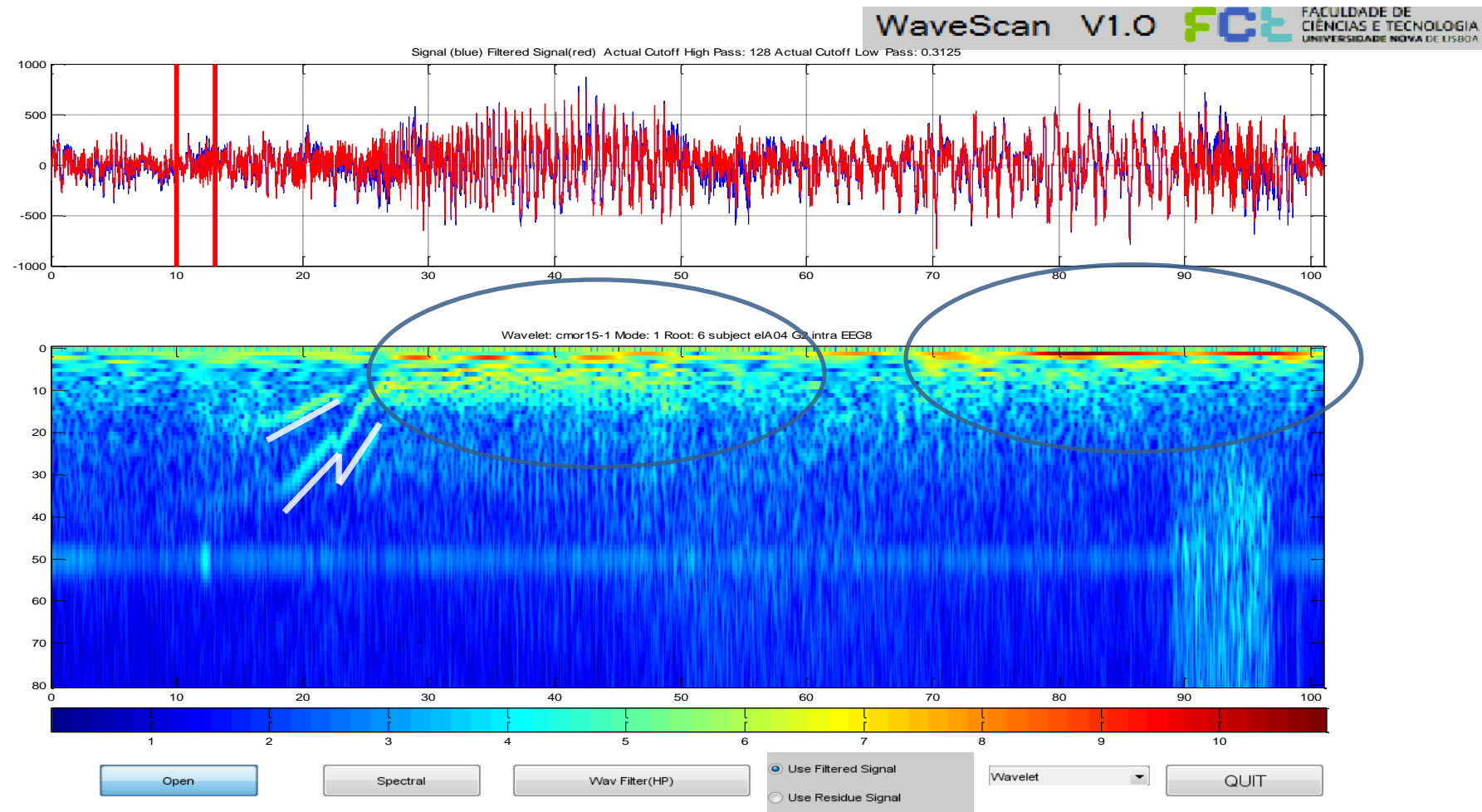


Figura a.13 – EEG8_Intra elA04-g2 Cmor15-1, high pass 128 low pass 0.3125.

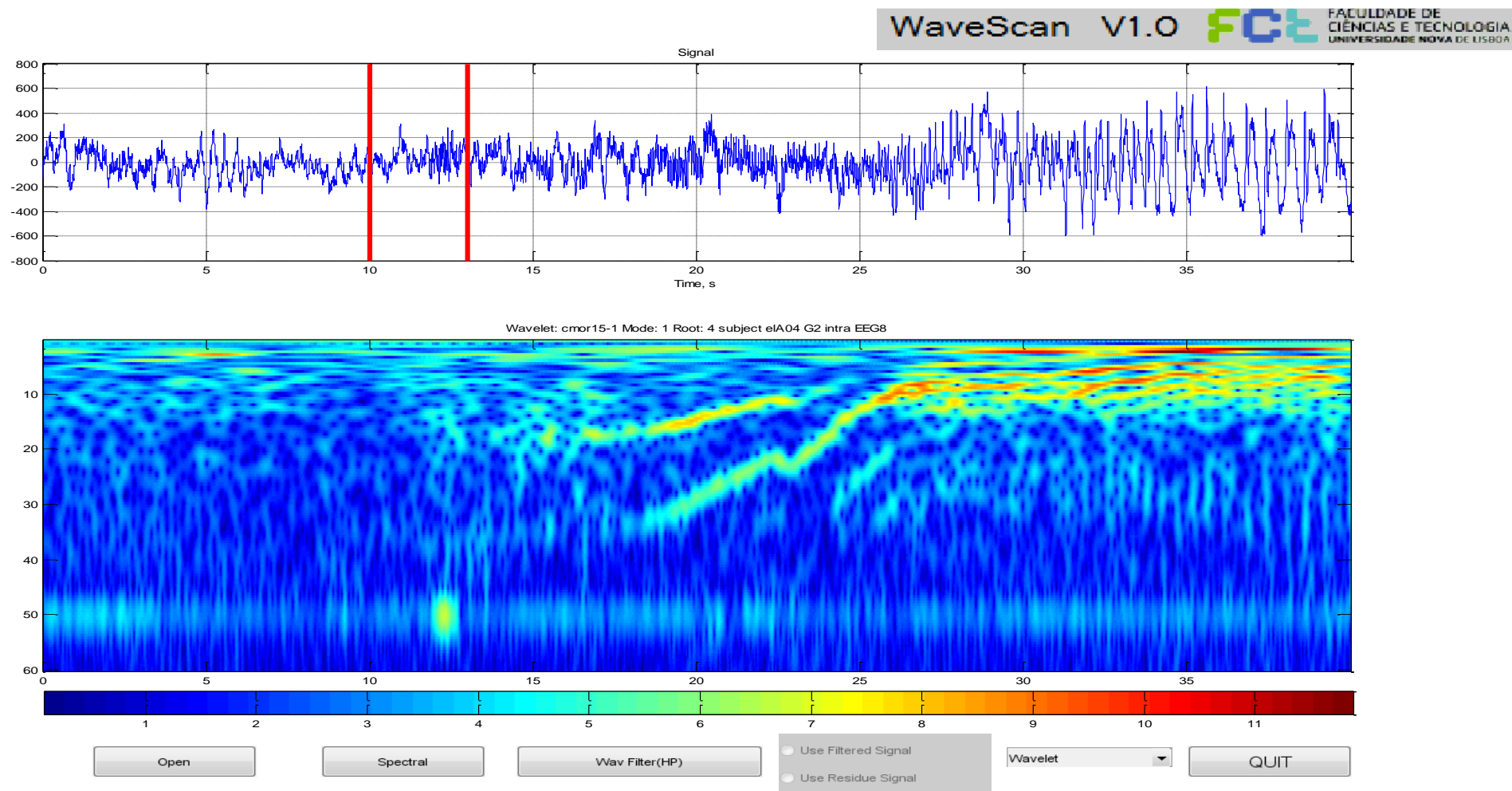


Figura a.14 – EEG8_Intra eIA04-g2, “detalhe

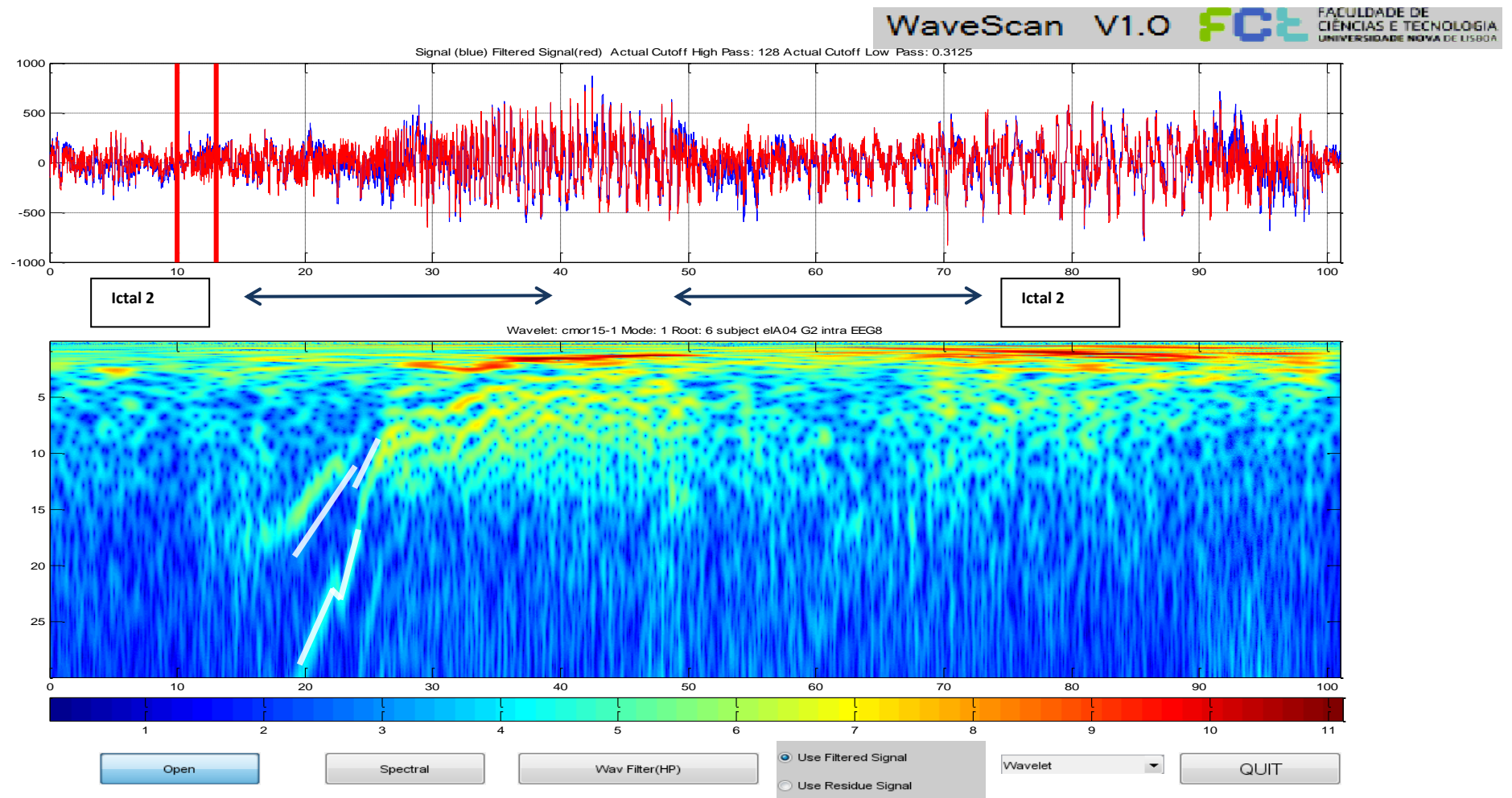


Figura a.15 – EEG8_Intra eIA04-g2, “detalhe”. high pass 128 low pass 0.3125.

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

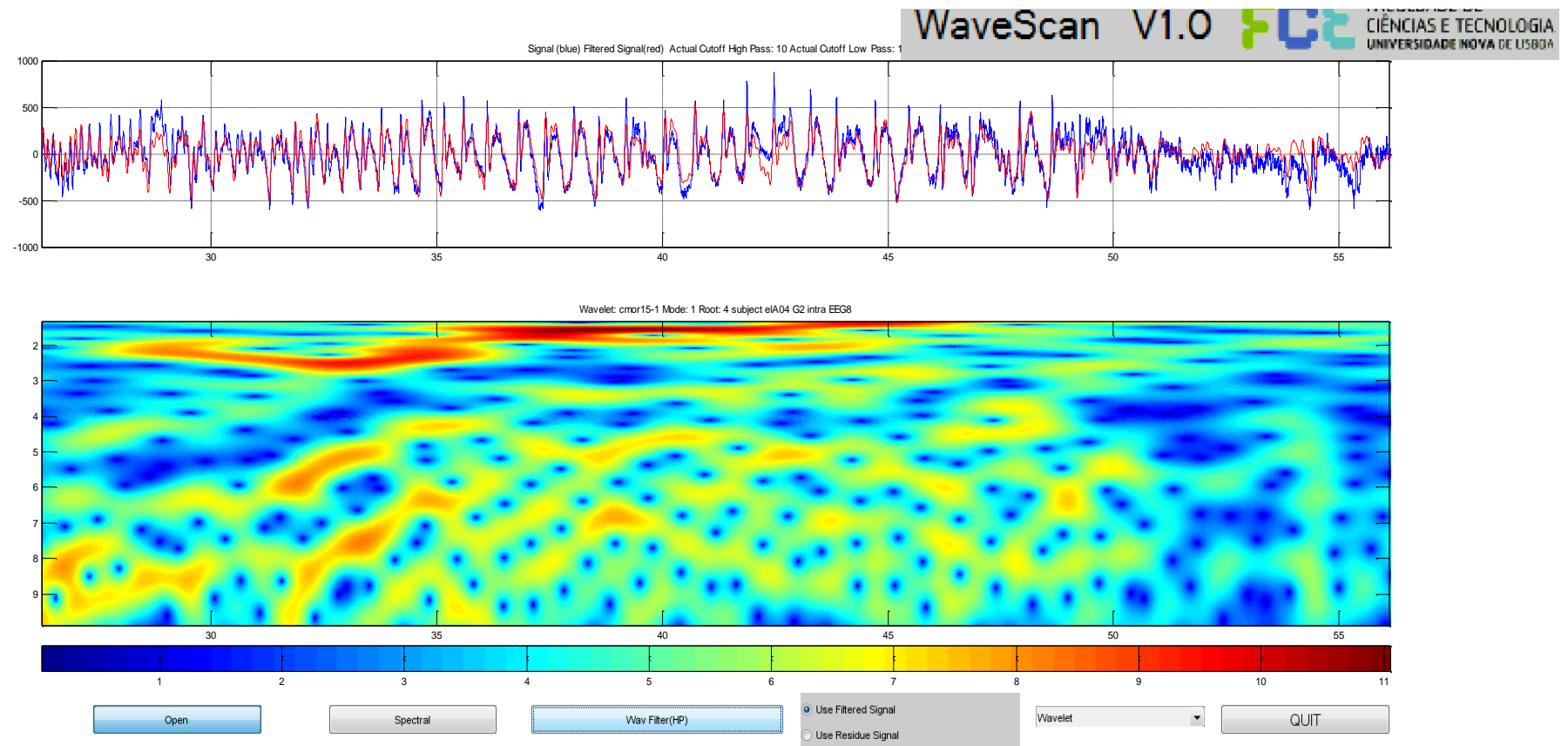


Figura a.16 – EEG8_Intra eIA04-g2, “detalhe”. high pass 10 low pass 1. Ver texto

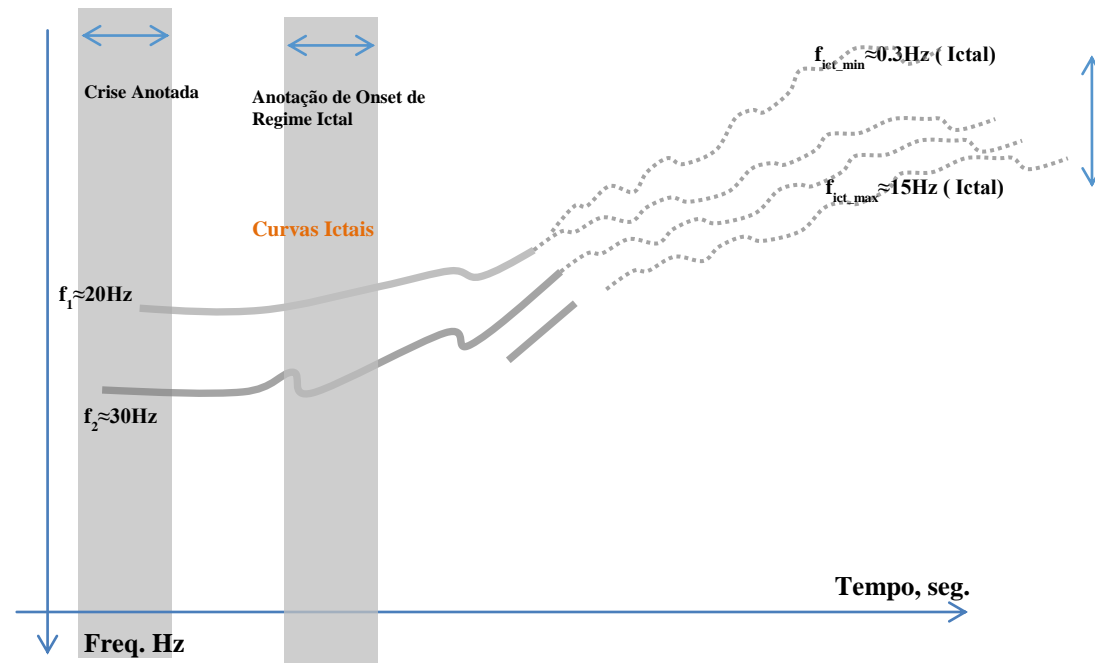


Figura a.16 (a)

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

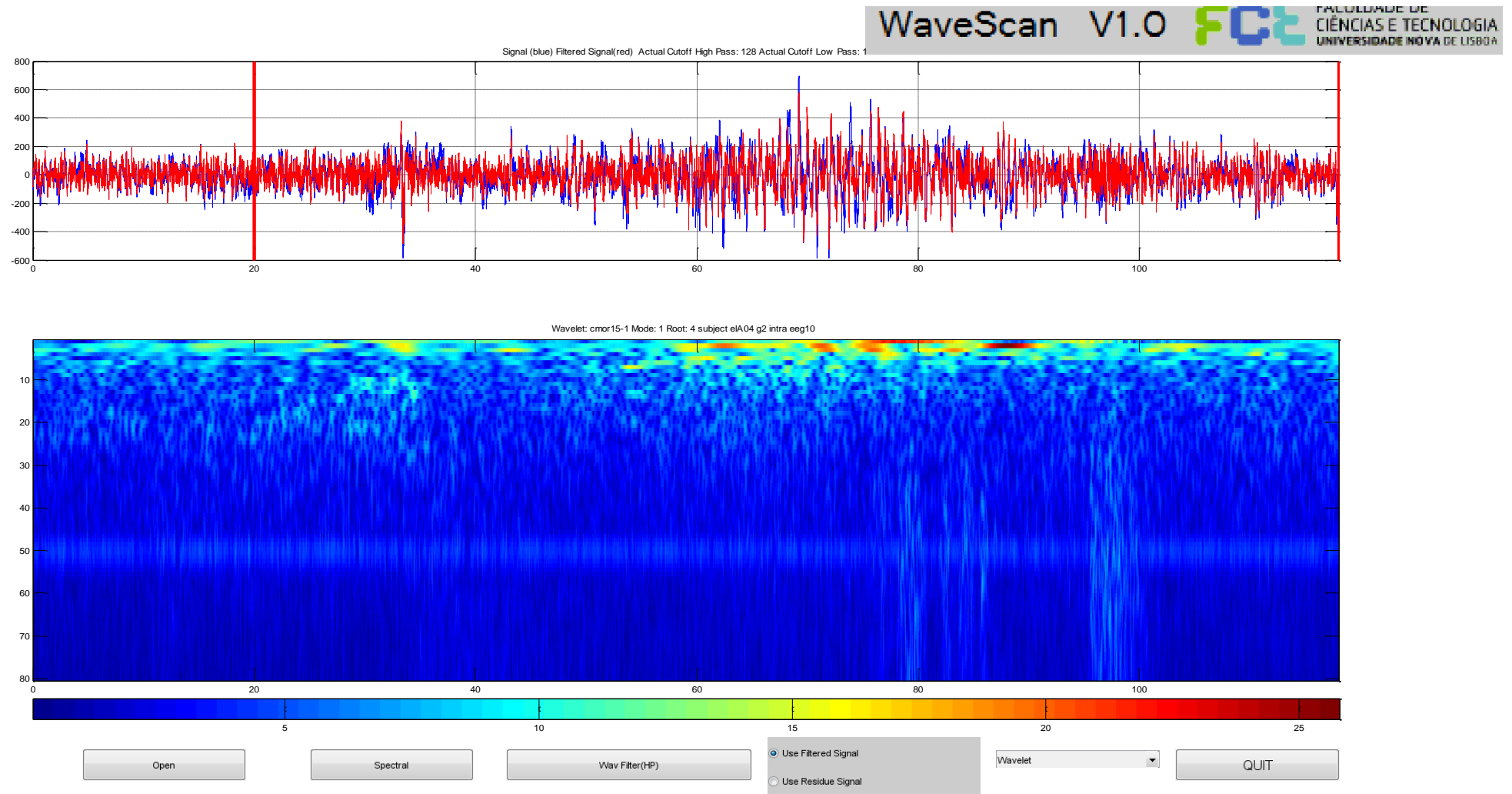


Figura a.17 – Intra eIA04-g2. high pass 128 low pass 1

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

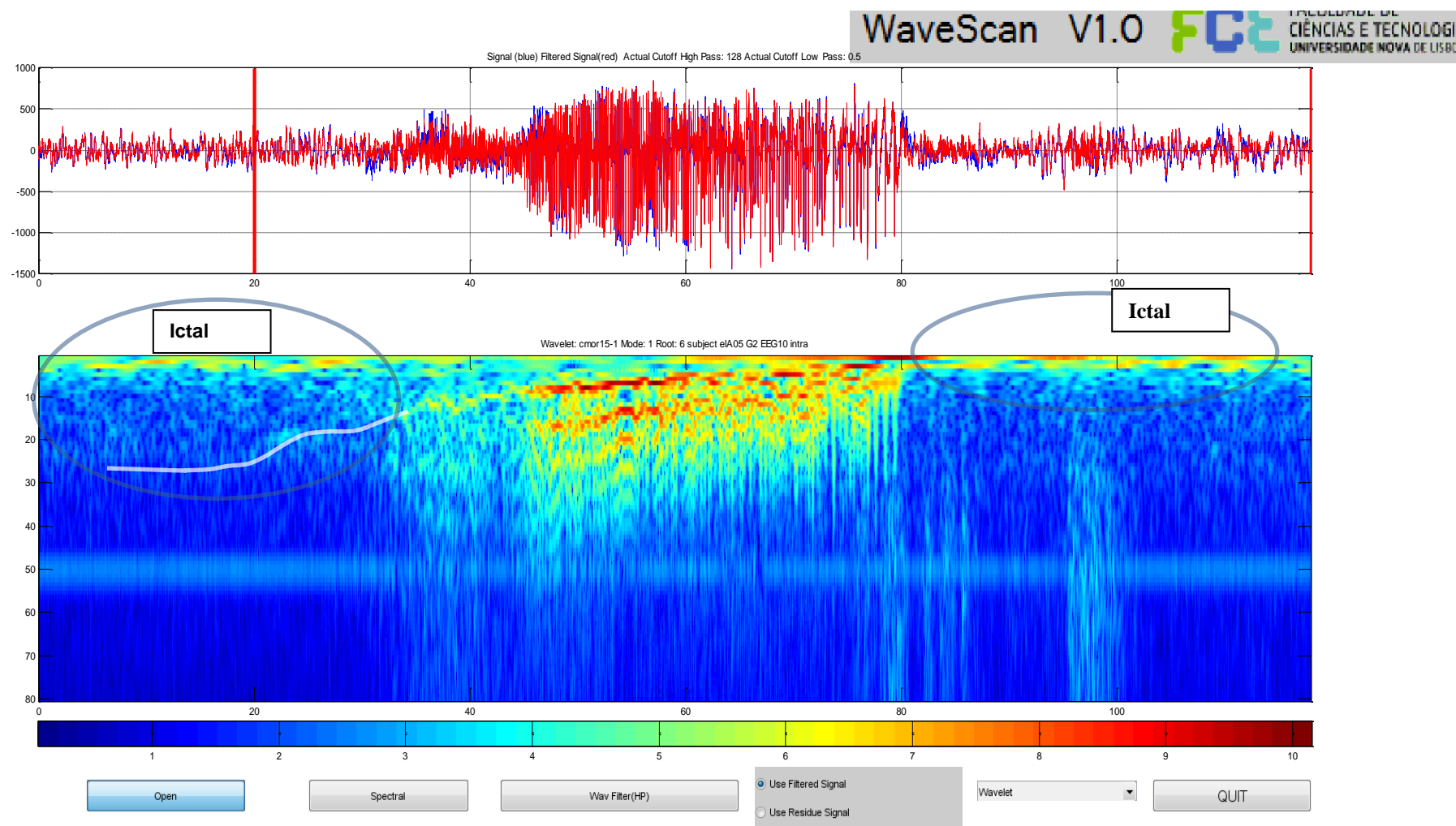


Fig. a.18 – EEG10_Intra eIA05-g2. high pass 128 low pass 0.5.

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

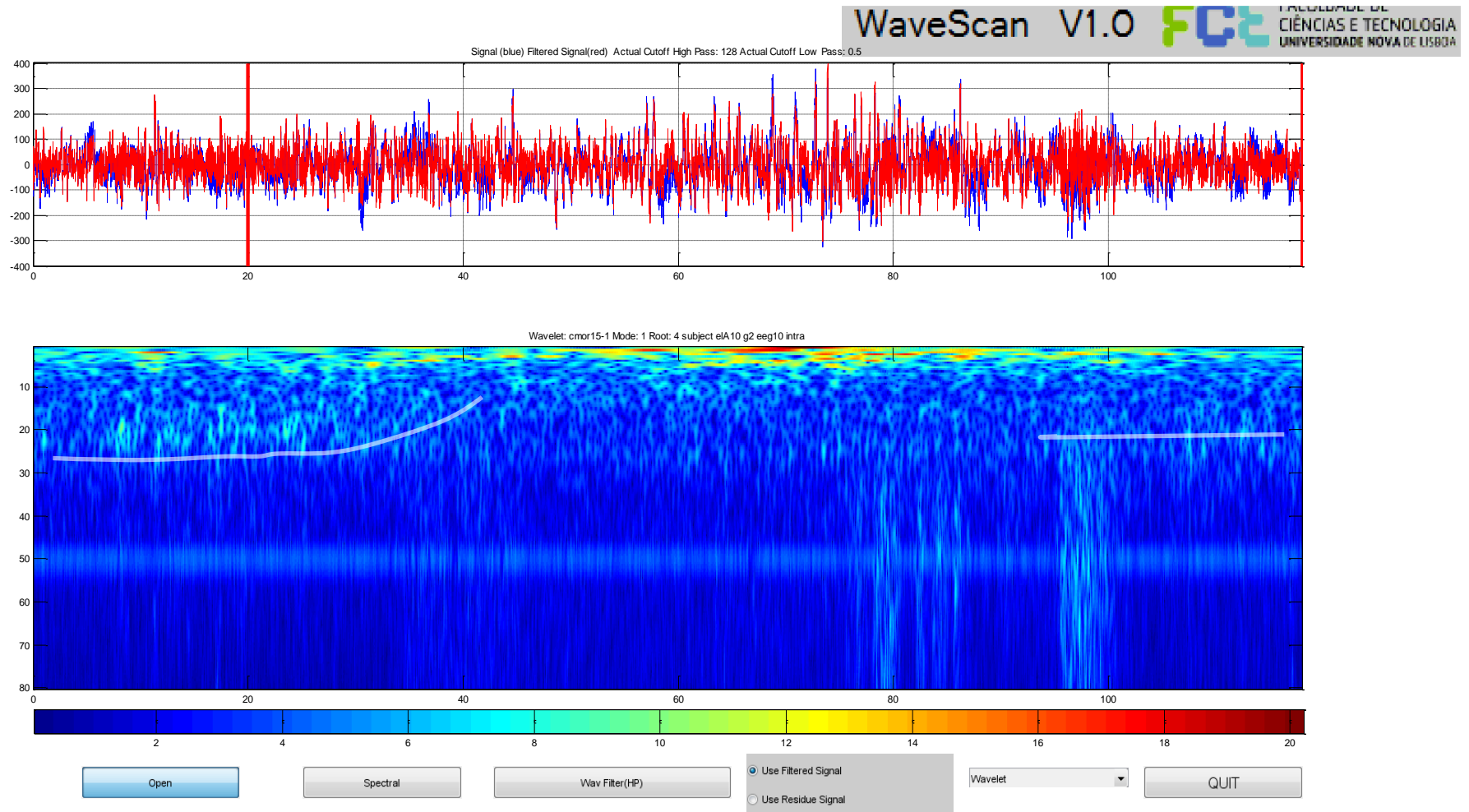


Figura a.19 – EEG10_Intra eIA10-g2. high pass 128, low pass 0.5.

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

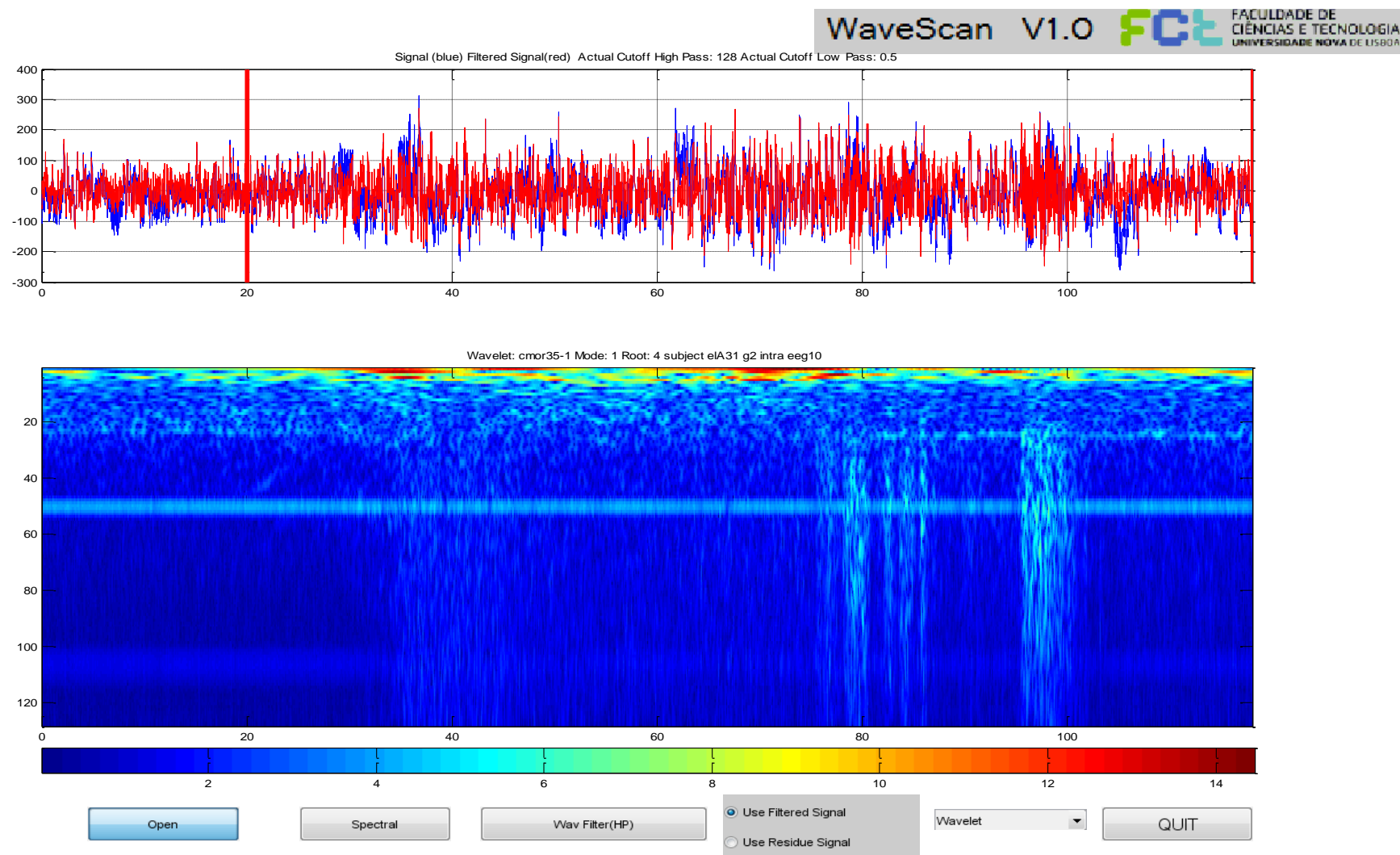


Figura a.20 – EEG10_Intra elA31-g2. high pass 128, low pass 0.5.

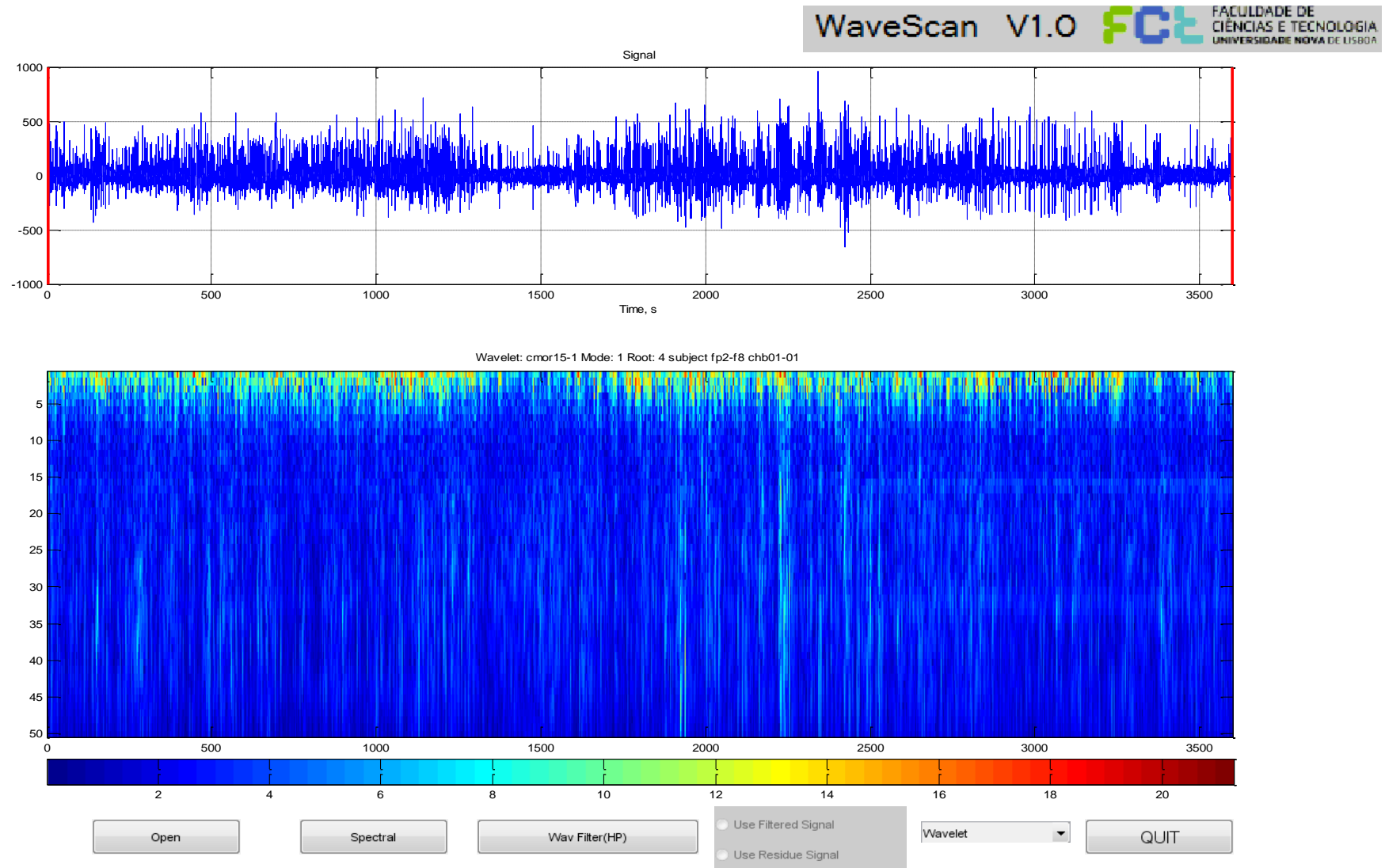


Figura a.21 – Chb01_01 – sem crise.

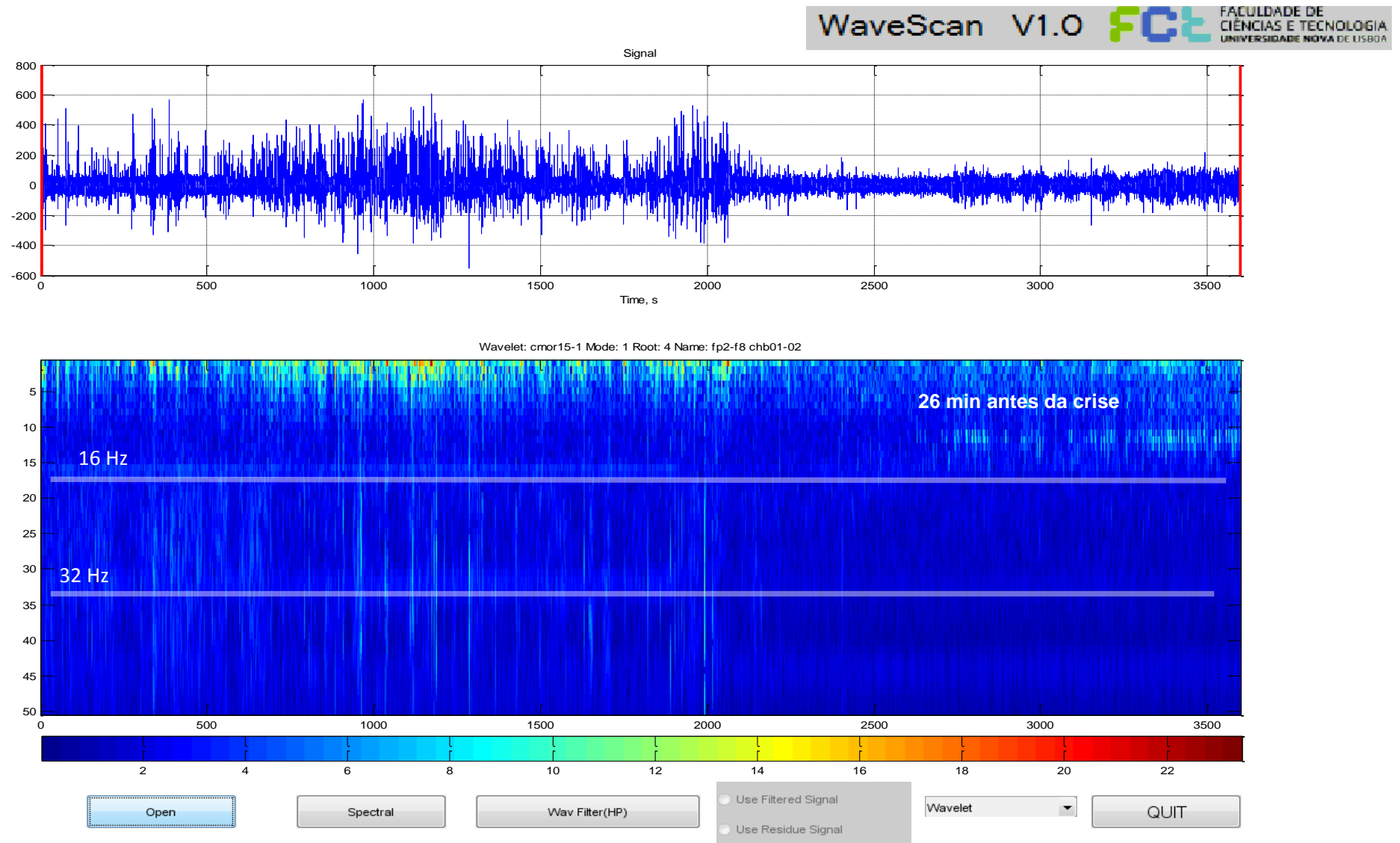


Figura a.22 – Chb01_02 – sem crise

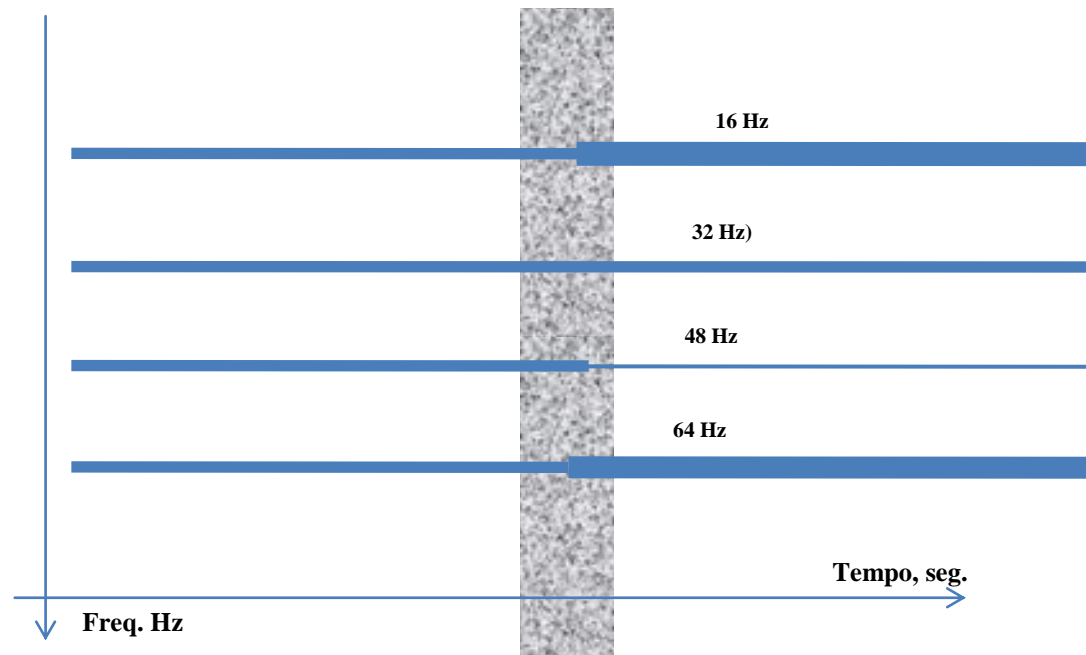


Figura a.22 (a)

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

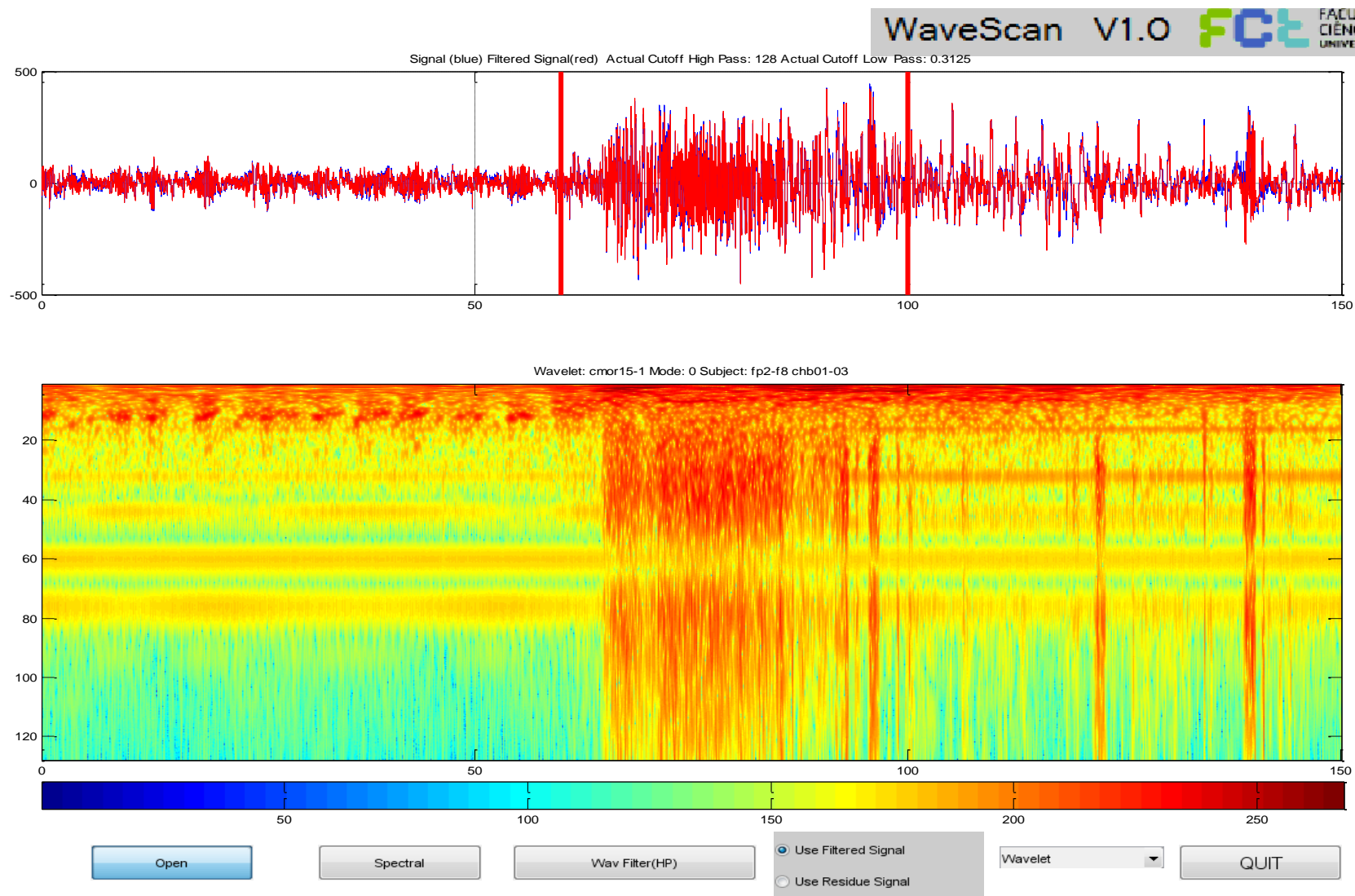


Figura a.23 – Chb01_03 Cmor15-1, high pass 128, low pass 0.3125. Ver texto

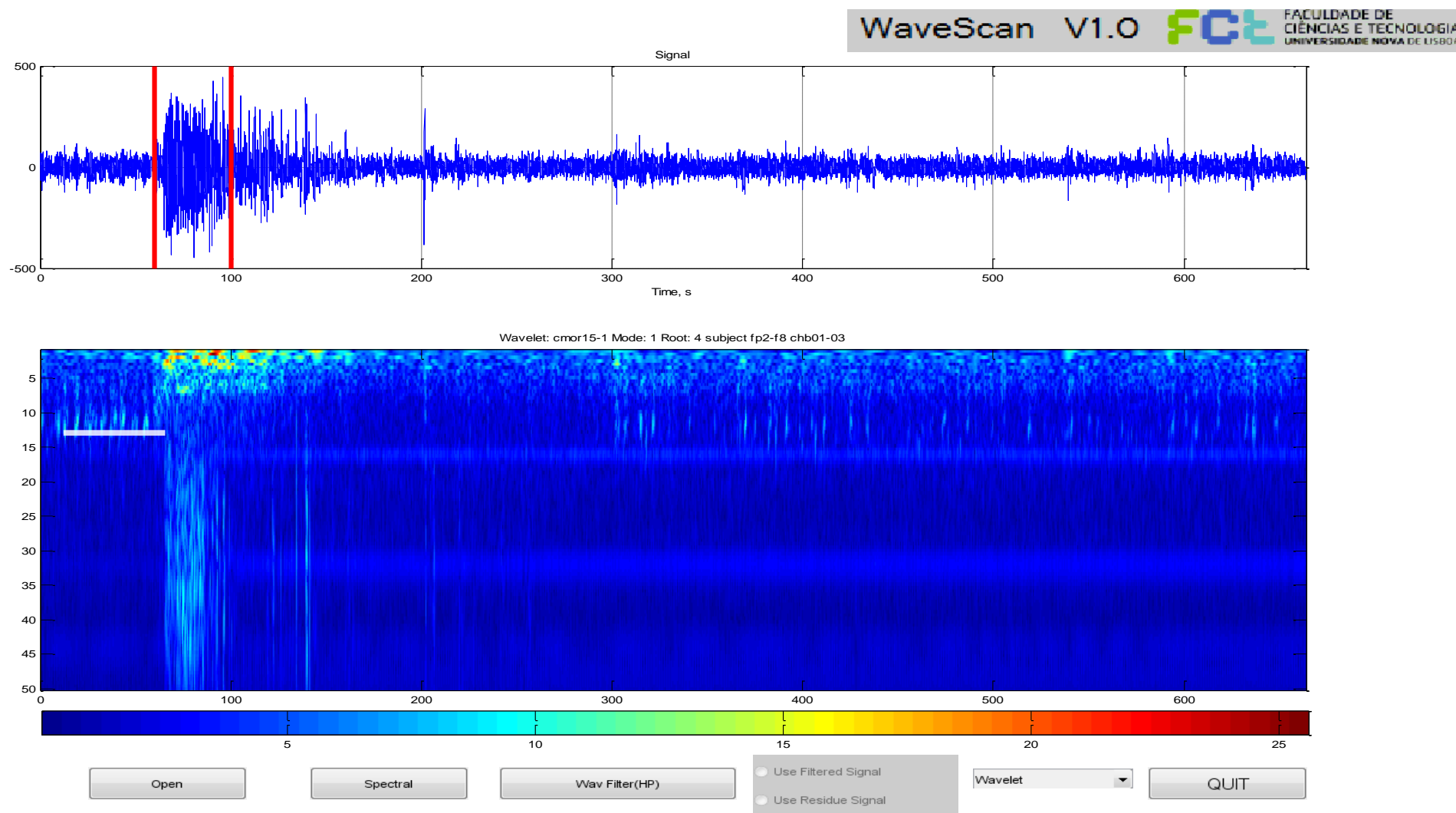


Figura a.24 – Chb01_03. Ver texto

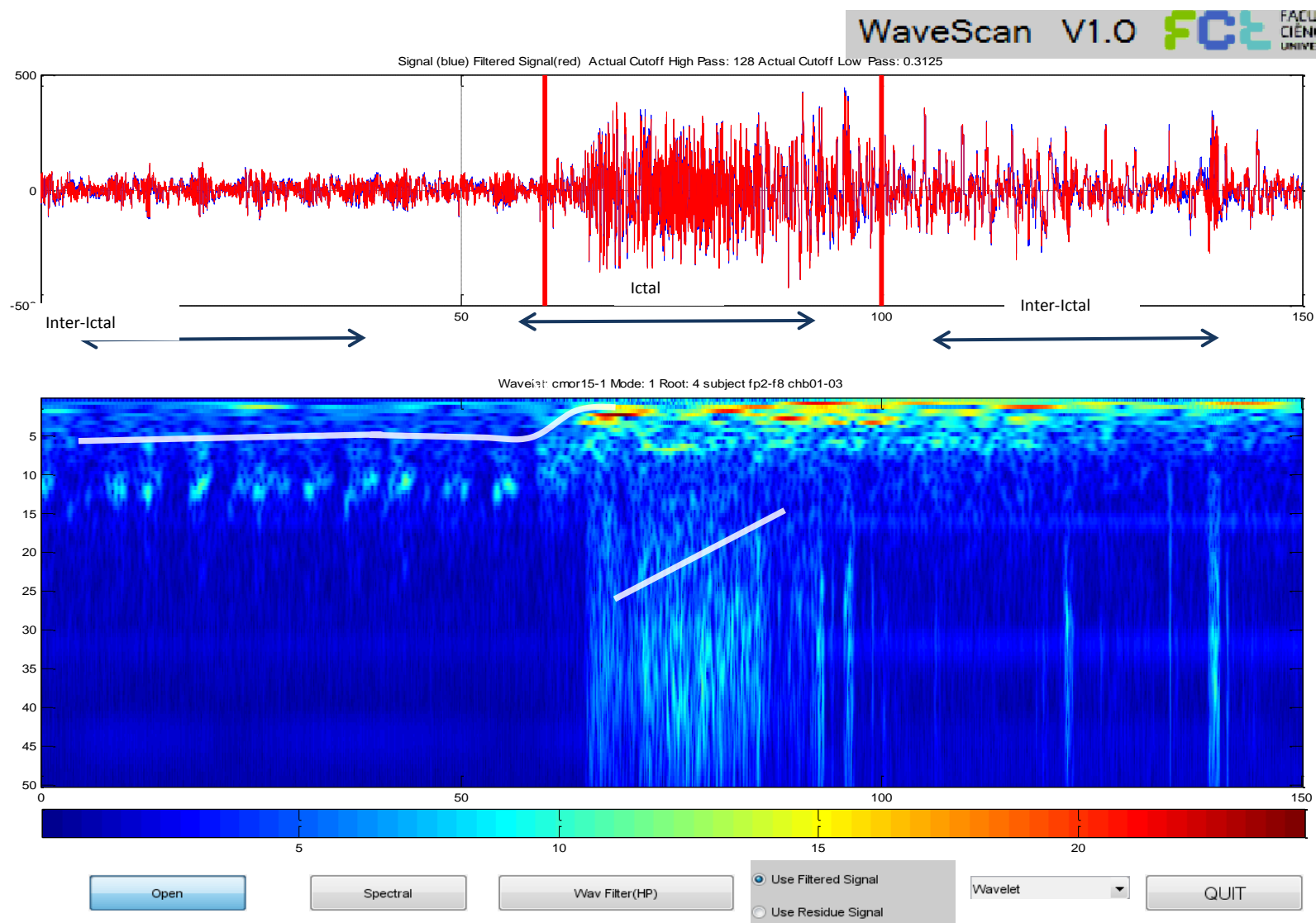


Figura a.25 - Chb01_03 Cmor15-1, high pass 128, low pass 0.3125. Ver texto

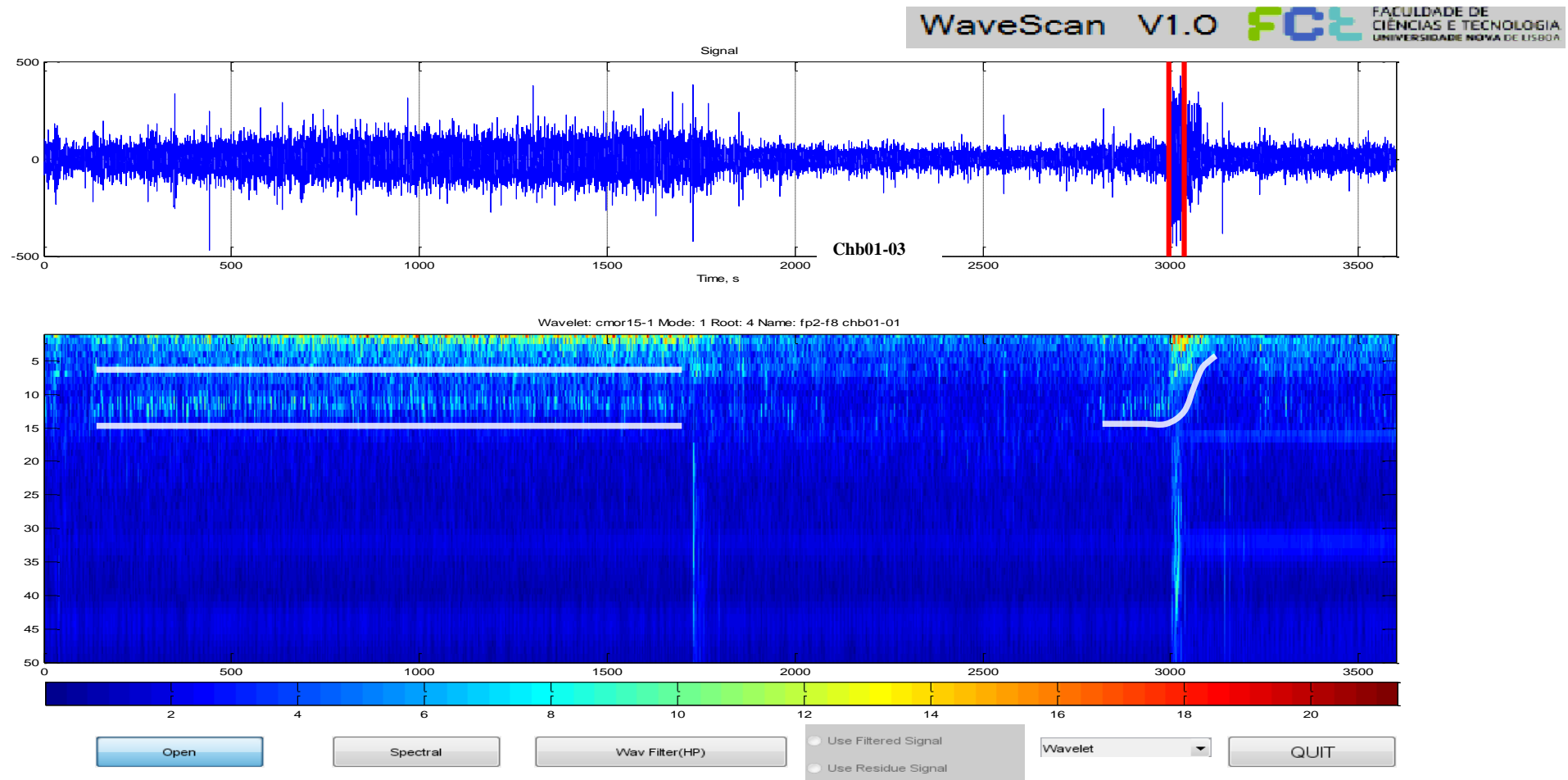


Figura a.26 – Chb01_03. Ver texto

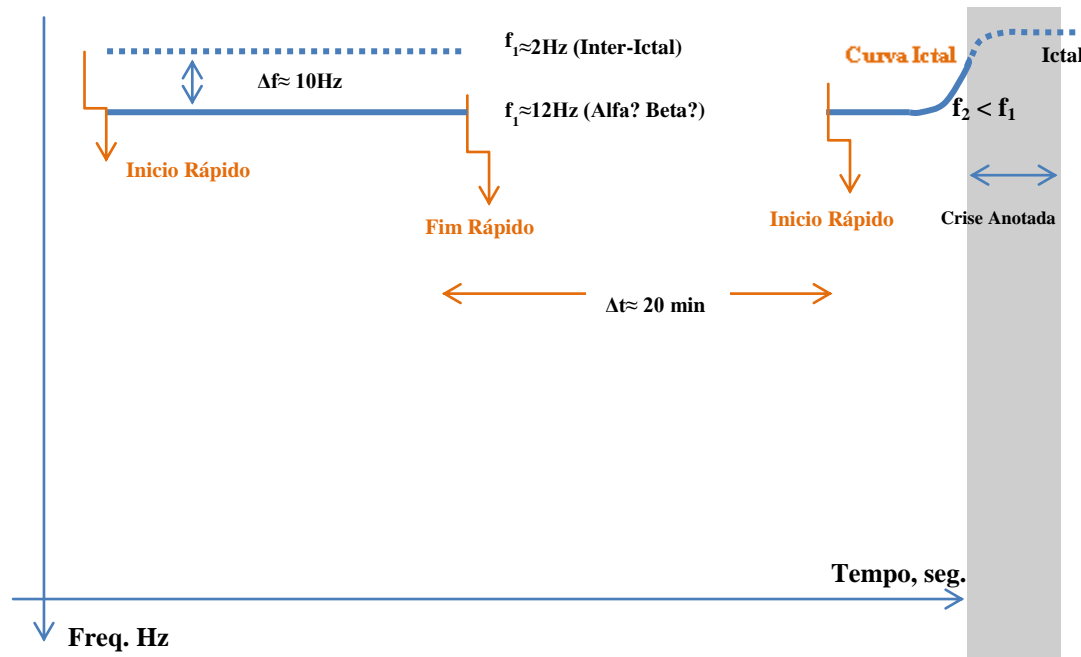


Figura a.26 (a)

Microestrutura do EEG no plano Tempo-Frequência na Transição para a Crise Epiléptica

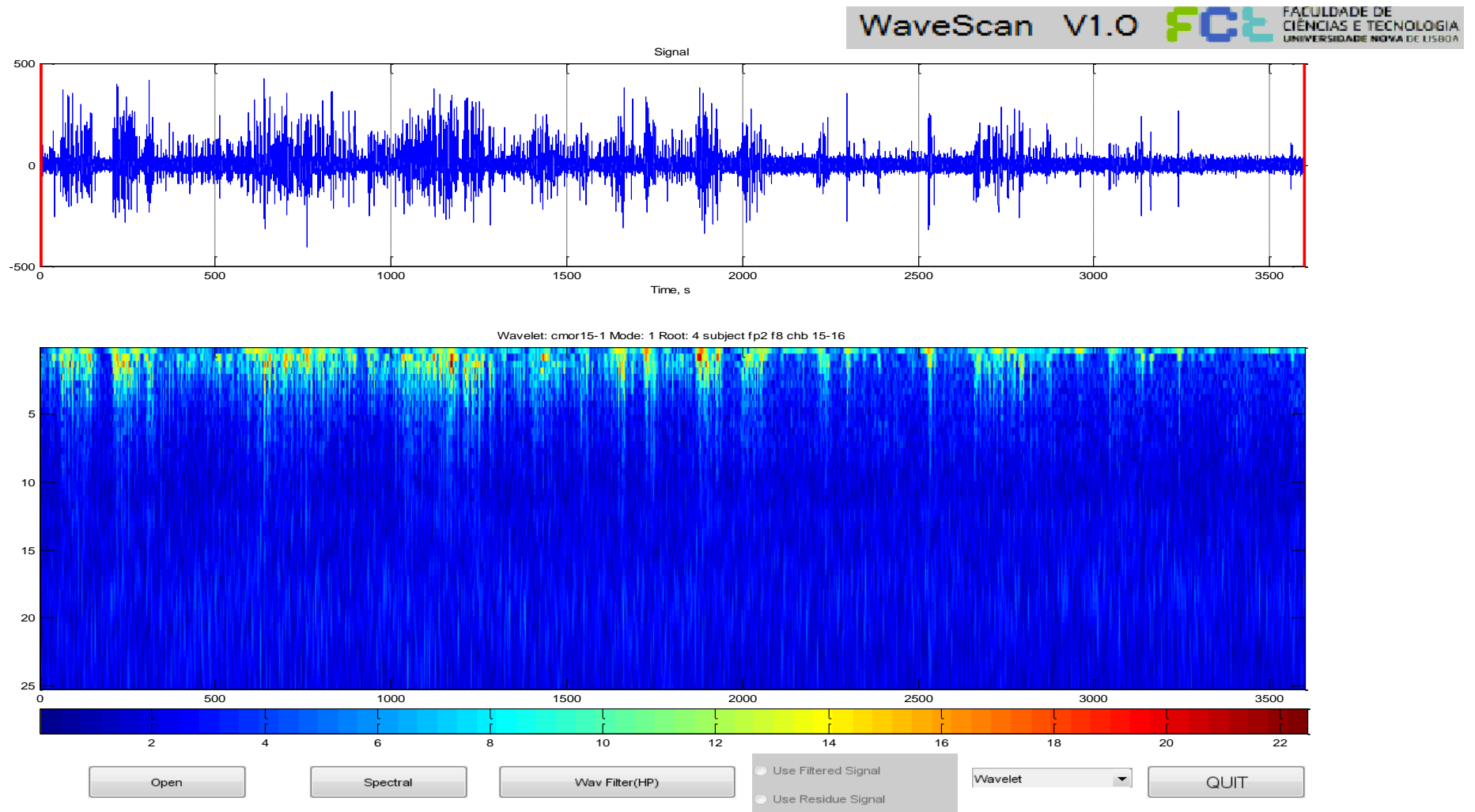


Figura a.27 – Chb15_16 – sem crise

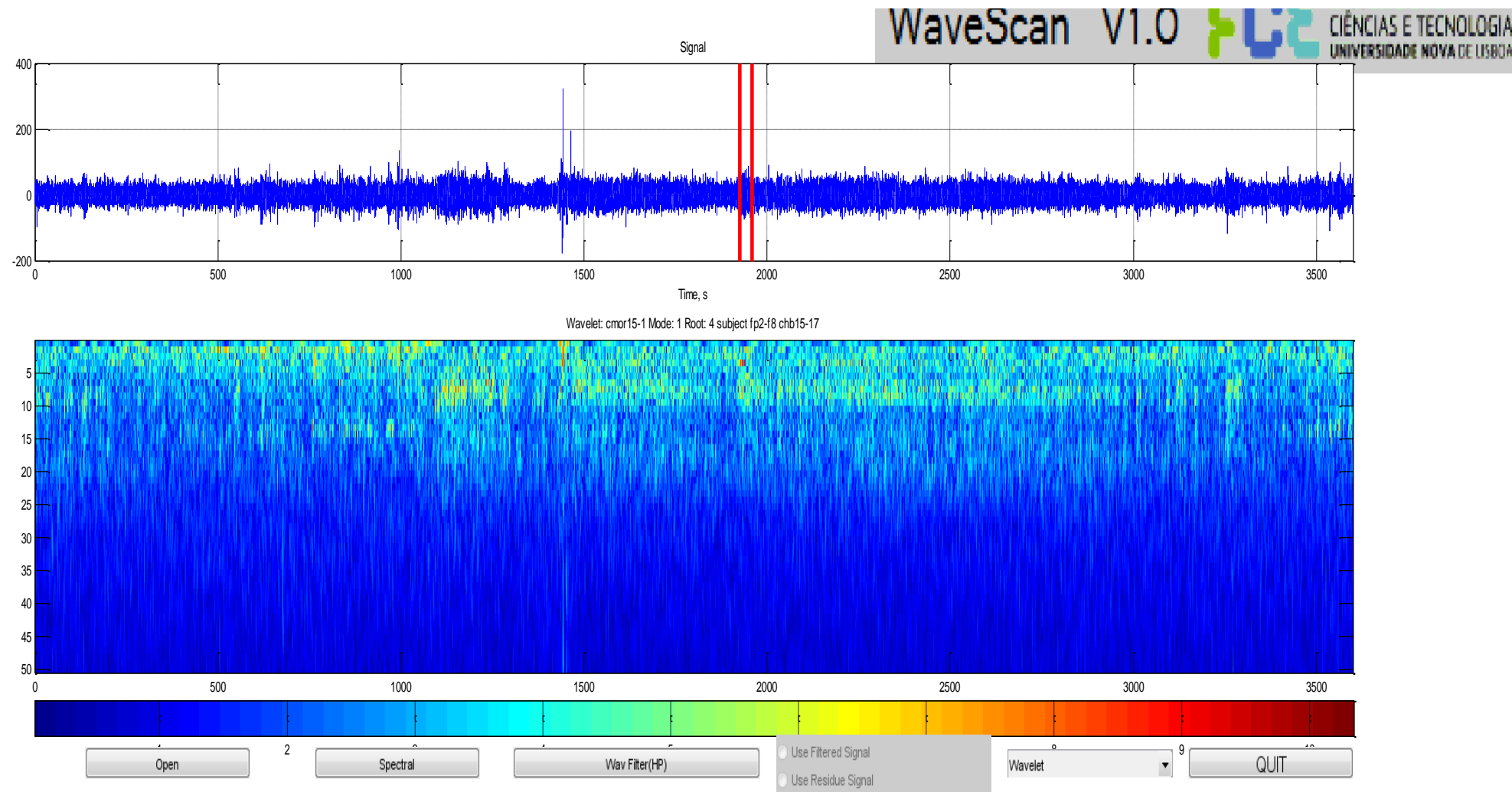


Figura a.28 – chb15_17. Cmor15-1. Ver texto

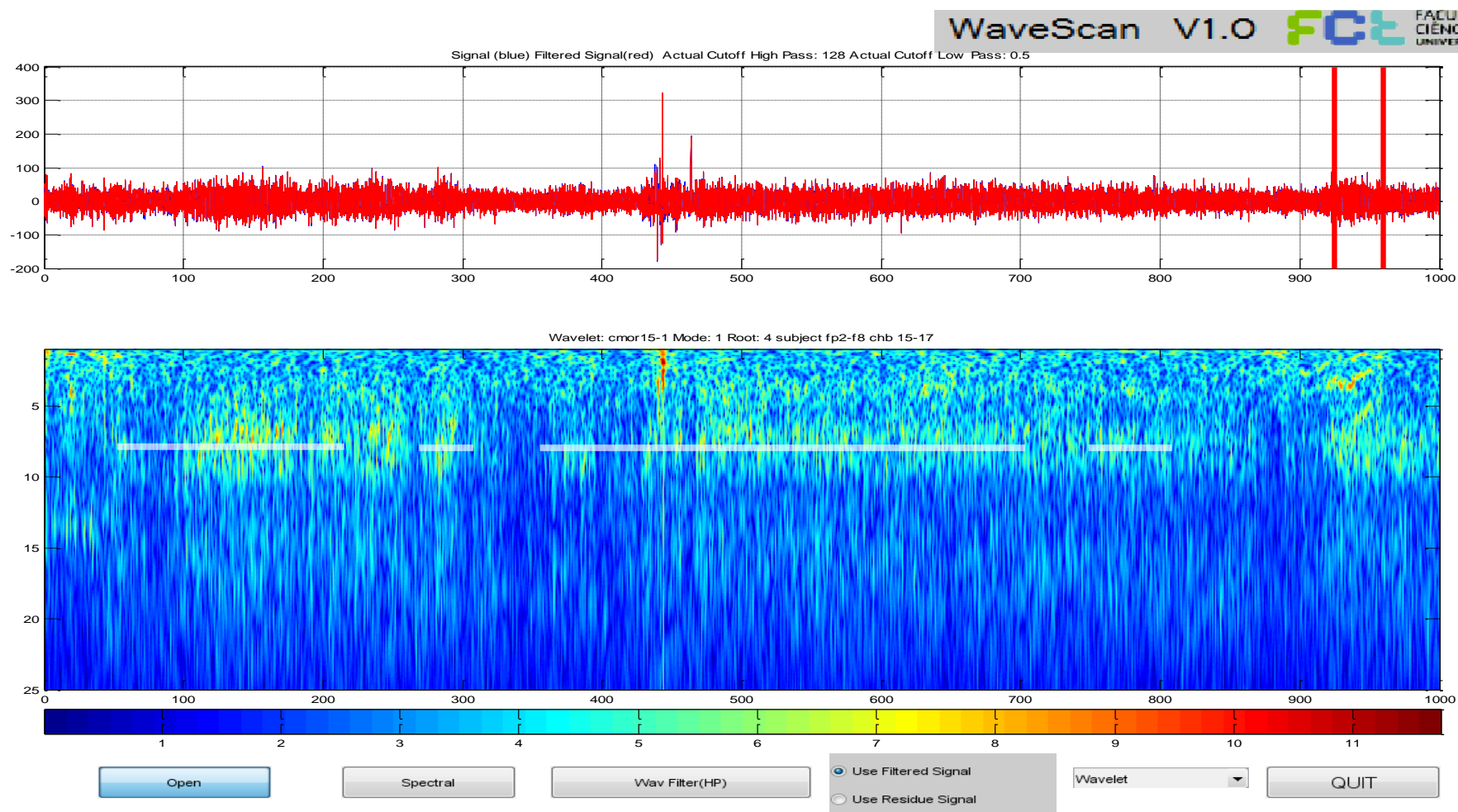


Figura a.29 - Cmor15-1, high pass 128, low pass 0.

ANEXO B

Módulos básicos de WaveScan 2.0

```
function[s_b,T_b,F_b,s_a,T_a,F_a]=
teste_eegVV4(eeg,fs,t_latency,t_in,t_out,fmin,fmax,fc_high,fc_low,f_notch,wavelet,channel,thres)

%[s_b,T_b,F_b,s_a,T_a,F_a]=
teste_eegV4(eeg,fs,t_latency,t_in,t_out,fmin,fmax,fc_high,fc_low,f_notch,wavelet,channel,thres)
%t_latency Crise;
%t_out intervalo de tempo apos a crise
%t_in intervalo de tempo antes da crise
%fs=256; %frequência de amostragem
%fmin freq minima mostrada no grafico tempo-frequencia
%fmax freq máxima mostrada no gráfico tempo-frequência
%fc_high filtro aplicado (passa alto)se fc_high==0 o filtro não é aplicado
%fc_low filtro aplicado ( passa baixo)se fc_low==0 o filtro nao é aplicado
%f_notch= filtro notch à escolha, se f_notch==0 não é aplicado
%wavelet
% channel - é o canal que queremos ver representado
% thres - threshold to display the continuos wavelet plots thres = 0, nao há corte, thres = 0.5
nao sao representados valores 50% abaixo do valor máximo;

eeg=eeg(:)';
eeg=eeg-mean(eeg);
%eeg_total=eeg;

%-----Filtro com Wavelet

eeg=wavelet_filtering_arnaldo_carla(eeg,'db10',fc_high,fc_low,0.2,256);

%-----Filtragem Clássica
```

```

%fc_low
% if fc_low~=0
%   %[n,d]=butter(5,fc_low/(fs/2),'low');
%   %n=fir1(80,fc_low/(fs/2));
%   %d=1;
%   eeg=filter(n,d,eeg);
%   %eeg_total=filter(n,d,eeg_total);
% else
% end
%
% %fc_high
% if fc_high~=0
%   [n,d]=butter(5,fc_high/(fs/2),'high');
%   %n=fir1(80,fc_high/(fs/2),'high');
%   %d=1;
%   eeg=filter(n,d,eeg);
%   %eeg_total=filter(n,d,eeg_total);
% end
%-----filtragem clássica Fim
%f_notch
if f_notch~=0
w0=(f_notch/(fs/2));
bw=w0/35;
[b,a]=iirnotch(w0,bw);
eeg=filter(b,a,eeg);
%eeg_total=filter(b,a,eeg_total);
else
end

%eixo temporal
%(1/fs) - é o período de amostragem, multiplicado pelo número de amostras
t=(1/fs)*(0:length(eeg)-1);
t_on=t_latency-t_in;
t_off=t_latency+t_out;

%limitação temporal
N_in=(round(t_on/(1/fs)));
N_out=(round(t_off/(1/fs)));
eeg=eeg(N_in:N_out);
t=t(N_in:N_out);
%plot(t,eeg)
%title('sinal parcial')

%subplot(2,1,1)
%plot(t,eeg);
%plot(t,eeg_total(N_in:N_out));
%axis tight
%title('eeg s/ filtros')
%xlabel('t');
%ylabel('canal');

%subplot(2,1,2)
%plot(t,eeg);
%axis tight
%title('eeg filtrado')
%xlabel('t');
%ylabel('canal');

```

```

%N_in=(t_in*(1/fs));
%N_out=(t_out*(1/fs));
%eeg_new=eeg(N_in:N_out);
%plot((t_in),eeg_new);

%partir o sinal
N_latency=round(t_latency/(1/fs));
eeg1.event.latency=N_latency-N_in;
eeg1.event.type='seizure';
eeg1.event.urevent='seizure';
ALLEEG.chanlocs(1,1).labels=channel;
eegplot(eeg,'srate',fs,'events',eeg1.event,'eloc_file',ALLEEG.chanlocs,'winlength',15,'xgrid','on');

t_before=t(1:N_latency-N_in);
t_after=t(N_latency-N_in+1:end);

eeg_before=eeg(1:N_latency-N_in);
eeg_before=eeg_before-mean(eeg_before);
eeg_after=eeg(N_latency-N_in+1:end);
eeg_after=eeg_after-mean(eeg_after);

%N_before=(0:N_latency);
%N_after=(N_latency+1);

%grafico do sinal before
figure
subplot(2,1,1)
plot(t_before,eeg_before,'r');
axis tight
title([channel,' fc\_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc\_low(Hz)= ',num2str(fc_low), '
f\_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)],'fontsize', 8)
xlabel('t, EEG\_before', 'fontsize', 8);
ylabel(channel,'fontsize', 8);

%grafico do sinal after
subplot (2,1,2)
plot(t_after,eeg_after,'b');
axis tight
%title('eeg after')
xlabel('t, EEG\_After', 'fontsize', 8);
ylabel(channel, 'fontsize', 8);

%limitação temporal
%N_in=(t_in/(1/fs));
%N_out=(t_out/(1/fs));
%eeg_new=eeg(N_in:N_out);
%plot((t+t_in),eeg_new)
%hold all
%plot(t_out,eeg_new);

%fft - transformada de fourrier rapida do sinal before
[y_fft,y_mag_before,f_before]=FFTMAG_sandra(eeg_before,fs);
[y_fft,y_mag_after,f_after]=FFTMAG_sandra(eeg_after,fs);

figure

```

```

subplot(2,1,1)
plot(f_before,y_mag_before)
hold on
plot(f_after,y_mag_after,'r')
legend('EEG\before','EEG\after')
title([channel, ' fc_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc_low(Hz)= ',num2str(fc_low), '
f_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)], 'fontsize', 8)
xlabel('Frequency, Hz', 'fontsize', 8)
ylabel('FFT linear', 'fontsize', 8)

subplot(2,1,2)
m1=max(20*log10(y_mag_before));
m2=max(20*log10(y_mag_after));
m3=max(m1,m2);
plot(f_before,20*log10(y_mag_before))
%ylim([-100 m3])
hold on
plot(f_after,20*log10(y_mag_after),'r')
legend('EEG\before','EEG\after')
xlabel('Frequency, Hz', 'fontsize', 8)
ylabel('FFT Log', 'fontsize', 8)

% b_f=abs(fft(eeg_before));
% nn=round(length(b_f)/2);
% b_f=b_f(1:nn);
% %eixo das frequências
% f=(0:nn-1)*((fs/2)/(nn-1));
% subplot(2,1,1)
% plot(f,b_f,'g')
% axis tight
% title('transformada de fourrier do sinal before')
% xlabel('frequency');
%
% %fft - transformada de fourrier rapida do sinal after
% a_f=abs(fft(eeg_after));
% mm=round(length(a_f)/2);
% a_f=a_f(1:mm);
% %eixo das frequências
% g=(0:mm-1)*((fs/2)/(mm-1));
% subplot(2,1,2)
% plot(g,a_f,'m');
% axis tight
% title('transformada de fourrier do sinal after')
% xlabel('frequency');

%Spectrogram
window_length=round(512); %window_length=round(512/2);
noverlap=16*4;
nfft=512;
%-----plots do sinal total
%sobreposição logaritmica
figure

```

```
[s_b,F_b,T,P_b]=spectrogram((eeg),window_length,noverlap,nfft,fs);
maxx=max(max(10*log10(P_b)));
minn=min(min(10*log10(P_b)));
C_log=[minn maxx];
imagesc(T,F_b,10*log10(P_b));
ylim_min=0;
ylim_max=fs/2;
if fmin~=0
    ylim_min=fmin;
end
if fmax~=0
    ylim_max=fmax;
end
set(gca,'ylim', [ylim_min ylim_max])
hold on
plot3((t_latency-t_on)*ones(1,size(F_b)),1:size(F_b),1:size(F_b), 'Linewidth',3)

title(['Log ', channel, ' fc_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc_low(Hz)= ',num2str(fc_low), '
f_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)], 'fontsize', 8)
xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)

%sobreposição linear
figure

[s_b,F_b,T,P_b]=spectrogram((eeg),window_length,noverlap,nfft,fs);
maxx=max(max((P_b)));
minn=min(min((P_b)));
C_lin=[minn maxx];
imagesc(T,F_b,(P_b));
ylim_min=0;
ylim_max=fs/2;
if fmin~=0
    ylim_min=fmin;
end
if fmax~=0
    ylim_max=fmax;
end
set(gca,'ylim', [ylim_min ylim_max])
hold on
plot3((t_latency-t_on)*ones(1,size(F_b)),1:size(F_b),1:size(F_b), 'Linewidth',3)
title(['Linear ', channel, ' fc_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc_low(Hz)= ',num2str(fc_low), '
f_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)], 'fontsize', 8)
xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)

%----- fim dos plots do sinal total

%----- plots dos sinais parciais

%ESCALA LOGARITMICA
%before

figure
```

```

[s_b,F_b,T_b,P_b]=spectrogram(double(eeg_before),window_length,noverlap,nfft,fs);
subplot(2,1,1)
imagesc(T_b,F_b,10*log10(P_b), C_log);
ylim_min=0;
ylim_max=fs/2;
if fmin~=0
    ylim_min=fmin;
end
if fmax~=0
    ylim_max=fmax;
end
set(gca,'ylim', [ylim_min ylim_max])
title(['Log ',channel,' fc_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc_low(Hz)= ',num2str(fc_low), '
f_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)], 'fontsize', 8)
xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)
%after

[s_a,F_a,T_a,P_a]=spectrogram(double(eeg_after),window_length,noverlap,nfft,fs);
subplot(2,1,2)

imagesc(T_a+t_latency-t_on,F_a,10*log10(P_a),C_log);
ylim_min=0;
ylim_max=fs/2;
if fmin~=0
    ylim_min=fmin;
end
if fmax~=0
    ylim_max=fmax;
end
set(gca,'ylim', [ylim_min ylim_max])

xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)

%ESCALA LINEAR
%before
figure

[s_b,F_b,T_b,P_b]=spectrogram(double(eeg_before),window_length,noverlap,nfft,fs);
subplot(2,1,1)

imagesc(T_b,F_b,(P_b),C_lin);
ylim_min=0;
ylim_max=fs/2;
if fmin~=0
    ylim_min=fmin;
end
if fmax~=0
    ylim_max=fmax;
end
set(gca,'ylim', [ylim_min ylim_max])
title(['Linear ',channel,' fc_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc_low(Hz)= ',num2str(fc_low), '
f_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)], 'fontsize', 8)
xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)

```

```
%after
```

```
[s_a,F_a,T_a,P_a]=spectrogram(double(eeg_after),window_length,noverlap,nfft,fs);
subplot(2,1,2)
```

```
imagesc(T_a+t_latency-t_on,F_a,(P_a),C_lin);
```

```
ylim_min=0;
ylim_max=fs/2;
if fmin~=0
    ylim_min=fmin;
end
if fmax~=0
    ylim_max=fmax;
end
set(gca,'ylim', [ylim_min ylim_max])
xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)
```

```
%-----Wavelet contínuo-----
```

```
figure
[C,h_lin,h_log]=process_cwt_final(eeg, wavelet, fs, channel ,fmin:.1:fmax,thres);
title(h_lin,['Linear ','Wavelet ',channel, ' fc_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc_low(Hz)= ',num2str(fc_low), ' f_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)], 'fontsize', 8)
title(h_log,['Log ','Wavelet ',channel, ' fc_high(Hz)= ',num2str(fc_high), ' fc_low(Hz)= ',num2str(fc_low), ' f_notch(Hz)= ',num2str(f_notch)], 'fontsize', 8)
```

```
hold(h_lin,'on')
plot3(h_lin,(t_latency-t_on)*ones(1,size(F_b)),1:size(F_b),1:size(F_b), 'Linewidth',3)
xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)
hold(h_lin,'off')
%plot3(h_lin,(t_latency-t_on),1:size(F_b),1:size(F_b), 'Linewidth',3)
```

```
hold(h_log,'on')
plot3(h_log,(t_latency-t_on)*ones(1,size(F_b)),1:size(F_b),1:size(F_b), 'Linewidth',3)
xlabel('time','fontsize', 8)
ylabel('frequency','fontsize', 8)
hold(h_log,'off')
```